



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**RESULTADO ESTÉTICO FINAL DAS RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS COM CIMENTOS DE VÁRIAS CORES**

Trabalho submetido por
Catarina Isabel Gomes Félix
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

junho de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**RESULTADO ESTÉTICO FINAL DAS RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS COM CIMENTOS DE VÁRIAS CORES**

Trabalho submetido por
Catarina Isabel Gomes Félix
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Francisco Martins

e coorientado por
Mestre Joana Pereira

junho de 2019

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor Francisco Martins, por toda a orientação, apoio e disponibilidade demonstrada durante a realização deste trabalho e pela constante boa disposição e tranquilidade com que sempre encarou esta investigação. Será sempre para mim um exemplo a seguir.

À Mestre Joana Pereira, que foi, sem dúvida, um alicerce indispensável para a realização deste trabalho. Por toda a disponibilidade prestada, por toda a tranquilidade, motivação e paciência demonstrada durante todos os meses de trabalho.

Ao Prof. Doutor José Reis por toda a ajuda preciosa que prestou durante a realização da investigação, por todo o conhecimento científico que me transmitiu e por toda a disponibilidade que manifestou desde o início.

À minha família e, em especial, à minha mãe, pela educação, conhecimento, valores, sentido de trabalho e responsabilidade que me transmitiram ao longo dos anos. São, sem dúvida, um exemplo para mim. Obrigada por me terem proporcionado a minha formação nesta Faculdade e pelo apoio incondicional e motivação dados ao longo destes 5 anos. Sem vocês e sem a vossa ajuda nada disto seria possível.

Ao João Reis, por todo o apoio, por todos os momentos que não me deixou desanimar e me fez sempre continuar a trabalhar, por me acompanhar em todos os momentos de desespero, mas também nos de conquista e sucesso. Obrigada por toda a ajuda indispensável na finalização deste trabalho.

A todos os meus amigos e colegas de curso, nomeadamente, à Inês Mocho, à Sofia Lobo, à Marga, à Inês Machado, à Margarida Almeida, à Nastia e à Récio, um enorme obrigada por toda a ajuda e paciência durante a realização desta investigação e por tudo o que passámos durante estes 5 anos de curso.

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo consiste na avaliação *in vitro* das alterações de cor da cerâmica de dissilicato de lítio, quando cimentada com diferentes cimentos, variando a espessura da cerâmica.

Materiais e Métodos: Foram obtidos 40 discos de cerâmica de dissilicato de lítio *IPS e.max Press HT* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na cor A2. Destas 40 amostras, 20 foram cortadas com 0,5mm e as restantes com 0,8mm de espessura. Para simulação do substrato, 40 discos de resina composta *Filtek™ Supreme XTE* (3M ESPE, Minnesota, USA) na cor A3 foram produzidos. Todas as amostras foram polidas. Após o tratamento de superfície, as amostras cerâmicas foram cimentadas aos discos de resina composta, de acordo com os grupos formados, com os cimentos *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cores *Neutral* e *Warm*. Os resultados foram obtidos através de um espectrofotômetro (*Spectro Shade™*, MHT S.p.A., Itália) e a análise da alteração de cor e da translucidez foi realizada através do cálculo do ΔE .

Resultados: Relativamente à influência do cimento e da espessura da cerâmica na alteração de cor da restauração final, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras de cerâmica, tanto na utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* como na cor *Warm* ($p < 0,001$). Relativamente à influência do cimento e do substrato na alteração de cor da restauração final nenhum dos resultados apresentou uma diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Na análise da translucidez, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras de cerâmica, tanto na utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* como na cor *Warm* ($p < 0,001$).

Conclusões: As propriedades óticas das cerâmicas são influenciadas pela espessura da cerâmica e não são influenciadas pela cor do material de cimentação.

Palavras-chave: Dissilicato de lítio, cimento resinoso, espectrofotômetro, propriedades óticas.

Abstract

Objective: The objective of this study is to evaluate the color changes of lithium disilicate ceramics when cemented with different cements, varying the thickness of the ceramic.

Materials and Methods: 40 ceramic discs of lithium disilicate *IPS e.max Press* HT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) were obtained in A2 color. Of these 40 samples, 20 were cut with 0.5mm and the remaining ones were 0.8mm thick. For substrate simulation, 40 composite resin disks *FiltekTMSupreme* XTE (3M ESPE, Minnesota, USA) in A3 color were produced. All samples were polished. After the surface treatment, the ceramic samples were cemented to the composite resin discs, according to the groups formed, with the cements *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) colors *Neutral* and *Warm*. The results were obtained by a spectrophotometer (*Spectro ShadeTM*, MHT S.p.A., Italy), and the analysis of the color change and translucency was performed by calculating the ΔE .

Results: Regarding the influence of the cement and the thickness of the ceramic on the color change of the final restoration, it was found that there are statistically significant differences between the two ceramic thicknesses, both in the use of the cement *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* and *Warm* ($p < 0.001$). Regarding the influence of cement and substrate on the color change of the final restoration none of the results presented a statistically significant difference ($p > 0.05$). In the translucency analysis, it was found that there are statistically significant differences between the two ceramic thicknesses, both in the use of the cement *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* and *Warm* ($p < 0.001$).

Conclusions: The optical properties of the ceramics are influenced by the thickness of the ceramic and are not influenced by the color of the cementing material.

Keywords: Disilicate ceramics, resin cement, spectrophotometer, optical properties.

Índice Geral

I.	Introdução	15
1.	Restaurações indiretas	16
2.	Cerâmicas Dentárias	17
2.1.	Cerâmicas Vítreas.....	19
2.1.1.	Cerâmicas Feldspáticas.....	20
2.1.2.	Cerâmicas Sintéticas.....	20
2.1.3.	Cerâmicas infiltradas por vidro	22
2.2.	Cerâmicas Policristalinas	23
2.3.	Cerâmicas com Matriz de Resina.....	24
3.	Cimentos em Medicina Dentária	25
3.1.	Cimentos de Resina	27
3.1.1.	Cimentos de Resina Auto-adesivos	29
3.1.2.	Cimentos de Resina Fotopolimerizáveis.....	29
3.2.	Adesão à Cerâmica	30
4.	Propriedades Óticas	31
4.1.	Cor	33
4.2.	Propriedades Óticas Primárias	34
4.2.1.	Matiz	34
4.2.2.	Valor	34
4.2.3.	Croma.....	35
4.3.	Medição da Cor	35
4.4.	Propriedades Óticas Secundárias.....	36
4.4.1.	Translucidez	37
4.4.2.	Opalescência.....	37
4.4.3.	Fluorescência.....	38
4.5.	Propriedades Óticas dos Cimentos	39
II.	Objetivos.....	41
III.	Hipóteses.....	43

IV.	Materiais e Métodos	45
V.	Resultados.....	53
VI.	Discussão.....	61
VII.	Conclusão.....	69
VIII.	Referências Bibliográficas.....	71

Índice de Figuras

Figura 1 - Espectro Eletromagnético (Shammas & Alla, 2011).....	33
Figura 2 - Espaço de cor CIELAB (Joiner, 2004).	36
Figura 3 - Discos de resina composta e de cerâmica de dissilicato de lítio.	45
Figura 4 - Resina composta <i>Filtek™ Supreme XTE Body shade A3</i> (3M ESPE, Minnesota, USA).	45
Figura 5 - Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio IPS e.max Press HT A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) em <i>ingots</i> (esquerda) e em discos (direita).	45
Figura 6 - Corte da Cerâmica.	46
Figura 7 - Polidora para as amostras de cerâmica e resina.	47
Figura 8 - <i>Variolink®Esthetic LC</i> (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cores <i>Neutral</i> (esquerda) e <i>Warm</i> (direita).	47
Figura 9 - Tratamento de superfície das amostras cerâmicas com ácido hidrofluorídrico (A), ácido ortofosfórico (B), banho de ultrassons (C), silano (D) e adesivo (E).....	51
Figura 10 - Espectrofotômetro (Spectro <i>Shade™</i> , MHT S.p.A., Itália).	51

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Composição dos materiais utilizados: cerâmica, resina composta e cimento de resina.	47
Tabela 2 - Composição dos materiais utilizados no tratamento de superfície da cerâmica dissilicato lítio.....	48
Tabela 3 - Distribuição das amostras por grupos de estudo.	50
Tabela 4 - Valores de CIELab das amostras de compósito iniciais.....	53
Tabela 5 - Valores de CIELab das amostras de cerâmica iniciais.....	54
Tabela 6 - Valores de CIELab das amostras de cerâmica cimentadas com as amostras de compósito.....	55
Tabela 7 - Cálculo do valor médio de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de cerâmica inicial.	57
Tabela 8 - Cálculo do valor médio de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de resina composta.....	58
Tabela 9 - Cálculo do valor médio e desvio padrão do parâmetro de translucidez (TP).	60

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Gráfico da média de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de cerâmica inicial.	57
Gráfico 2 - Gráfico da média de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de resina composta.....	59
Gráfico 3 - Gráfico da média e desvio padrão do parâmetro de translucidez (TP).	60

Lista de Abreviaturas

Al₂O₃ - Óxido de alumínio

a* – Croma no eixo verde/vermelho

Bis- EMA – Bis-fenol etoxilado de dimetacrilato

Bis-GMA – Bis-fenol-a-glicidil dimetacrilato

b* – Croma no eixo azul/amarelo

CAD/CAM – *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*

CIELAB – Espaço de cor descrito pela *Commission Internationale de l'Eclairage*

G1A – Cerâmica dissilicato lítio 0,5mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Esthetic LC* cor *Neutral* + disco de resina composta

G2A – Cerâmica dissilicato lítio 0,5mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Esthetic LC* cor *Warm* + disco de resina composta

G1B – Cerâmica dissilicato lítio 0,8mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Esthetic LC* cor *Neutral* + disco de resina composta

G2B – Cerâmica dissilicato lítio 0,8mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Esthetic LC* cor *Warm* + disco de resina composta

HF – Ácido fluorídrico

H₃PO₄ – Ácido fosfórico

K₂O - Óxido de potássio

La₂O₃ - Óxido de Lantânio

Li₂O – Óxido de lítio

L* – Coordenada no eixo representativo da luminosidade

MgO - Óxido de magnésio

mm – Milímetros

mw/cm² – Miliwatts por centímetro quadrado

n – Número da amostra

N – Newtons

nm – Nanómetros

P₂O₅ – Pentóxido de Fósforo

RC – Resina composta

rpm – Rotações/minuto

Si – Silício

SiH₄ – Silano

SiO₄ – Óxido de silício

SiO₂ – Dióxido de silício

SPSS® – *Statistics Package for the Social Sciences*

TEGMA – Trietileno glicol dimetacrilato

TP – Parâmetro de Translucidez

UDMA – Dimetacrilato de uretano

ZnO – Óxido de Zinco

ZrO₂ - Dióxido de zircônio

°C – Graus Celsius

μm – Micrómetros

% – Percentagem

ΔE – Variação de cor

I. Introdução

A estética facial, atualmente, é considerada um dos principais fatores que contribui para a satisfação dos pacientes. Um sorriso estético, geralmente, está associado à forma, textura, cor e alinhamento dos dentes anteriores (Garcia et al., 2018).

A cor dos dentes naturais consiste num fenómeno complexo, determinado pela combinação das suas propriedades óticas primárias e secundárias. Este fenómeno é influenciado por vários fatores como a fonte de luz, o brilho, a opacidade e a percepção visual do observador (Joiner, 2004).

As propriedades óticas secundárias como a translucidez, opalescência e fluorescência, parecem melhorar a aparência geral das restaurações, principalmente na região dos dentes anteriores (Catelan et al., 2015; Joiner, 2004).

Combinar as propriedades óticas dos dentes naturais com os diferentes materiais restauradores tornou-se um desafio, a nível estético, na Medicina Dentária (Turgut & Bagis, 2013).

Nos últimos anos, as cerâmicas dentárias têm sido bastante utilizadas em restaurações estéticas anteriores devido à sua biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e estética semelhante aos dentes naturais (Peumans, Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2000; Tabatabaian, 2018).

No entanto, a cor do dente subjacente, o núcleo da restauração, o próprio material cerâmico e o cimento utilizado parecem afetar a cor final da restauração e o seu sucesso clínico a longo prazo (Dede, Ceylan, & Yilmaz, 2016; Kilinc, Antonson, Hardigan, & Kesercioglu, 2011; Turgut & Bagis, 2011).

Assim, um dos grandes desafios da Medicina Dentária consiste em alcançar as propriedades óticas dos dentes naturais, recorrendo a materiais sintéticos, esteticamente aceitáveis (Li, Yu, & Wang, 2009; Soares, Soares, Pereira, & Fonseca, 2005).

Nos dias de hoje, torna-se fundamental aprofundar o estudo e a investigação das propriedades óticas dos materiais dentários, uma vez que a estética constitui cada vez mais, a principal preocupação para os pacientes. Uma correta seleção dos materiais é fundamental para o sucesso clínico das restaurações estéticas (Archegas, Freire, Vieira, Caldas, & Souza, 2011; Tabatabaian, 2018).

1. Restaurações indiretas

As restaurações indiretas são restaurações fabricadas fora da cavidade oral do paciente. Podem ser executadas em laboratório ou, com recurso à recente tecnologia de *Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) (Belli, Geinzer, Muschweck, Petschelt, & Lohbauer, 2014).

Nas restaurações indiretas estão incluídos os *inlays* (não existe o envolvimento das cúspides), os *onlays* (existe recobrimento de uma cúspide, no mínimo) e os *overlays* (existe recobrimento de todas as cúspides) (D'Arcangelo et al., 2013).

Clinicamente é difícil estabelecer um limiar preciso relativamente à escolha entre uma restauração direta e indireta. No entanto, existem problemas que podem ser minimizados recorrendo à técnica indireta. Quanto mais extensa for a cavidade do dente, mais difícil se torna a sua restauração com técnica direta. Para além disto, quanto maior a área de superfície a ser restaurada, maior a possibilidade de desgaste superficial e fratura do material restaurador ao longo do tempo (Hirata, 2017).

Cavidades pequenas, geralmente, devem ser restauradas pela técnica direta a resina composta. Por outro lado, em grandes restaurações, com ausência de cúspides e margens subgingivais ou *boxs* interproximais largas e abertas, a técnica indireta deve ser considerada (Da Veiga et al., 2016; Hirata, 2017).

A principal vantagem das restaurações indiretas aparenta ser uma melhor adaptação marginal após a cimentação (Hirata, 2017; Spreafico, Krejci, & Dietschi, 2005).

Este tipo de restaurações permite a obtenção de propriedades físicas melhoradas, a utilização de uma grande variedade de materiais e técnicas, uma reduzida contração de polimerização, suporte da estrutura dentária remanescente, um melhor controlo dos contornos e contactos interproximais, biocompatibilidade e uma resposta favorável a nível dos tecidos (Heymann, Swift, Ritter, & Sturdevant, 2013).

No entanto, este tipo de abordagem requer um maior tempo de fabrico e custos mais elevados (Hirata, 2017).

O módulo de elasticidade, a resistência à fratura e à flexão são propriedades mecânicas avaliadas para caracterizar inicialmente os materiais. Assim, algumas diferenças são observadas entre as resinas compostas e as cerâmicas dentárias (Belli et al., 2014).

As cerâmicas dentárias são bastante utilizadas, em medicina dentária, como materiais restauradores indiretos devido à sua estética agradável e elevada biocompatibilidade (Li, Chow, & Matinlinna, 2014).

Este tipo de restaurações aparenta ser vantajoso para grandes *onlays* e *overlays*. Uma restauração em cerâmica deve ser pensada quando mais de duas cúspides do dente estiverem ausentes ou comprometidas. Para *overlays* que abrangem todas as cúspides, as cerâmicas estão indicadas (Hirata, 2017).

2. Cerâmicas Dentárias

As cerâmicas têm sido consideradas a base da medicina dentária estética há mais de 100 anos (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

A palavra “cerâmica” deriva do grego “*Keramos*”, que significa “oleiro ou olaria”. Este termo relaciona-se com um termo sânscrito que significa “terra queimada” pois os seus componentes básicos consistiam em argilas aquecidas, provenientes da terra, usadas para fabricar peças cerâmicas (Giordano & McLaren, 2010).

As cerâmicas são materiais sólidos inorgânicos, não metálicos. São produzidas pelo aquecimento a altas temperaturas, seguido por um resfriamento de compostos brutos como os carbonetos, os boretos, os nitretos, os óxidos metálicos e múltiplas misturas destes materiais (Giordano & McLaren, 2010; McLaren & Figueira, 2015).

Os materiais cerâmicos podem apresentar uma estrutura cristalina, parcialmente cristalina, ou podem ser amorfos. A maior parte das cerâmicas dentárias contém pelo menos um componente cristalino (McLaren & Figueira, 2015).

Relativamente à sua constituição química, contêm principalmente silício (Si), geralmente na forma de sílica (óxido de silício - SiO_2) ou inúmeros silicatos. Estes últimos possuem Si-tetraedros (SiO_4) como unidades constituintes (Li et al., 2014).

As cerâmicas usadas em medicina dentária são constituídas por elementos metálicos e não metálicos. Dentro dos metálicos estão presentes elementos como o zircónio, o titânio, o estanho, o lantânio, o sódio, o potássio, o magnésio, o lítio, o cálcio e o alumínio e, relativamente aos não metálicos, elementos como o oxigénio, o flúor, o boro e o silício. Por outro lado, este material é também caracterizado por conter duas fases: uma fase cristalina, responsável pelas propriedades mecânicas e óticas e uma fase vítrea,

relacionada com a expansão térmica e viscosidade da cerâmica (Gomes, Assunção, Rocha, & Santos, 2008).

Podemos encontrar diferentes tipos de cerâmicas, desde as muito opacas até às muito translúcidas. Geralmente, uma microestrutura mais vítrea, ou seja, não cristalina, apresenta maior translucidez. Por outro lado, uma microestrutura mais cristalina apresenta maior opacidade. Existem, no entanto, outros fatores que contribuem para a translucidez de uma cerâmica, como o índice de refração, a porosidade, o tamanho e a densidade das partículas (Giordano & McLaren, 2010).

Por outro lado, na confecção de uma cerâmica devem, também, ser consideradas propriedades como a moldabilidade, injetabilidade, resistência à abrasão e à fratura, fundibilidade, usinabilidade, cor, opacidade e translucidez (Gomes et al., 2008).

As três indicações principais para a utilização de cerâmicas em medicina dentária incluem coroas metalocerâmicas, próteses parciais fixas, restaurações totalmente cerâmicas (coroas, *inlays*, *onlays*, facetas, pontes anteriores curtas) e dentes para próteses (Ho & Matinlinna, 2011).

Nas últimas décadas, devido à sua biocompatibilidade, boa estética e boas propriedades mecânicas, as restaurações de cerâmica pura têm sido bastante utilizadas em medicina dentária (Peumans et al., 2000).

Uma cerâmica deve atender particularmente a dois requisitos principais: ter ótimas propriedades mecânicas e apresentar uma estética excelente (Tabatabaian, 2018).

Ao longo dos anos, têm surgido melhorias nos materiais, relativamente à estética, força e métodos de fabrico o que resultou num grande número de produtos disponíveis no mercado (Gracis et al., 2015).

Nos últimos anos, têm sido feitos esforços no sentido de produzir restaurações cerâmicas que tentem ao máximo replicar, tanto as propriedades mecânicas como estéticas dos dentes naturais (Tabatabaian, 2018).

Assim, o médico dentista depara-se com um processo de decisão difícil, relativamente à escolha do material cerâmico adequado aos diferentes procedimentos. A seleção deste material, geralmente é feita com base em critérios como a força, a técnica de fabrico, o grau de translucidez e a preferência pelo técnico laboratorial e, raramente, tendo em conta a completa compreensão das características dos materiais (Gracis et al., 2015).

De forma a permitir que os médicos dentistas e técnicos de laboratório optem pelo material ideal para os diferentes tratamentos, é necessário uma compreensão da

classificação, composição e características dos materiais cerâmicos atuais (Mclaren & Figueira, 2015).

A classificação dos vários materiais cerâmicos utilizados em medicina dentária é vantajosa, nomeadamente a nível comunicacional e educacional (Gracis et al., 2015).

Vários sistemas de classificação de cerâmicas têm sido apresentados ao longo dos anos: segundo a composição, as indicações clínicas, a microestrutura, o processo de fabrico (pó/líquido, maquinadas, prensadas), entre outros (Giordano & McLaren, 2010; Gracis et al., 2015).

Apesar disso, classificar as cerâmicas continua a ser um processo confuso e subjetivo, variando entre autores. A classificação segundo a sua composição parece ser a mais coerente, sendo essencial a sua compreensão tanto por parte do médico dentista como do técnico de prótese, de forma a alcançar os resultados finais pretendidos. De uma forma abrangente, as cerâmicas podem ser divididas em: cerâmicas vítreas, cerâmicas policristalinas e cerâmicas com matriz de resina (Gracis et al., 2015).

2.1. Cerâmicas Vítreas

As cerâmicas vítreas são materiais inorgânicos, não metálicos, que possuem uma fase vítrea. Este grupo abrange as cerâmicas feldspáticas, sintéticas e infiltradas por vidro (Gracis et al., 2015).

Este tipo de materiais é constituído principalmente por alumina (óxido de alumínio) e por dióxido de silício (também designado por sílica ou quartzo) (Giordano & McLaren, 2010).

Geralmente, este tipo de cerâmicas possui propriedades físicas e mecânicas favoráveis como a resistência à erosão, à fratura e ao choque térmico. Estas vantagens devem-se à interação entre a fase cristalina e a matriz vítrea, assim como à quantidade e tamanho do cristal. Os materiais mais fortes são produzidos, geralmente, por cristais mais finos (Giordano & McLaren, 2010; Ho & Matinlinna, 2011).

2.1.1. Cerâmicas Feldspáticas

As cerâmicas feldspáticas são constituídas essencialmente por caulim, feldspato de potássio e quartzo (sílica). A sua percentagem de quartzo é de sensivelmente 15% e contribui para a sua translucidez e fase cristalina. O feldspato, em elevadas temperaturas, decompõe-se numa fase vítrea e numa fase cristalina, formando cristais de leucite. A distribuição desses cristais de leucite na matriz vítrea leva a um aumento da resistência à fratura. Ainda assim, este tipo de cerâmicas são consideradas frágeis. (Conrad, Seong, & Pesun, 2007; Gomes et al., 2008; Gracis et al., 2015; Ho & Matinlinna, 2011).

Estes materiais são translúcidos e possuem ótimas propriedades estéticas, simulando o dente natural, sendo indicados para facetas, *inlays*, *onlays*, coroas de revestimento total cerâmico e como revestimento de coroas metalocerâmicas (Gomes et al., 2008; Li et al., 2014).

2.1.2. Cerâmicas Sintéticas

As cerâmicas sintéticas surgem como alternativa à utilização dos recursos naturais pela indústria cerâmica, optando-se pelos materiais sintéticos (Gracis et al., 2015).

As cerâmicas reforçadas por leucite e as cerâmicas de dissilicato de lítio estão presentes neste grupo. Estas podem ser confeccionadas por prensagem ou por maquinação (CAD/CAM) (Gracis et al., 2015; Giordano & McLaren, 2010; Ho & Matinlinna, 2011).

Geralmente, este tipo de cerâmicas inclui na sua composição dióxido de silício, óxido de potássio, óxido de sódio e óxido de alumínio, variando entre os diferentes fabricantes. As suas fases vítreas, para além de combinadas com a leucite, também podem ser combinadas com a apatite, aumentando a sua capacidade de expansão térmica e resistência quando ligadas a metais (Gracis et al., 2015).

As cerâmicas reforçadas por leucite foram desenvolvidas no ano de 1990 e contêm 45% deste material na sua constituição. A leucite concede uma melhor resistência à flexão e altera o coeficiente de expansão térmica do material cerâmico, aumentando a sua resistência. Estas cerâmicas são consideradas bastante estéticas

devido à sua alta translucidez, sendo indicadas para a execução de facetas e de restaurações posteriores e anteriores (Ho & Matinlinna, 2011; Giordano & McLaren, 2014).

As cerâmicas de dissilicato de lítio foram introduzidas em 1998 pela Ivoclar Vivadent (Lien et al., 2015). São constituídas por cerca de 70% de dissilicato de lítio na sua fase cristalina, resultando numa matriz vítrea altamente preenchida, o que proporciona uma maior resistência à flexão e à fratura, quando comparadas com as cerâmicas reforçadas por leucite. Este aumento do conteúdo dos cristais, juntamente com o refinamento do tamanho dos mesmos, fornece uma maior translucidez ao material (Ho & Matinlinna, 2011; Giordano & McLaren, 2010; Noda et al., 2017).

Esta categoria de cerâmicas está indicada para confecção de facetas, *inlays*, *onlays*, coroas posteriores e anteriores, coroas implanto-suportadas e pontes totalmente cerâmicas, devido às suas propriedades biomecânicas aceitáveis (Ho & Matinlinna, 2011; Li et al., 2014).

No entanto, este tipo de cerâmicas não são consideradas as mais estéticas, estando por isso indicadas, em casos esteticamente exigentes, para confecção de infraestruturas devido à sua alta resistência, sendo as cerâmicas feldspáticas utilizadas no recobrimento da restauração (Ho & Matinlinna, 2011).

O sistema *IPS Empress*[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), desenvolvido em 1983, apresenta uma cerâmica reforçada por cristais de leucite (35-55%), o sistema *IPS Empress*[®] *I*, ou reforçada por cristais de dissilicato de lítio (60-65%), o sistema *IPS Empress*[®] *II* (Gomes et al., 2008).

No sistema *IPS Empress*[®] *I*, a cerâmica é prensada a uma temperatura de 1150 a 1180°C. Este sistema é indicado para a execução de facetas, *inlays*, *onlays* e coroas totalmente cerâmicas posteriores e anteriores (Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008).

No sistema *IPS Empress*[®] *II*, a cerâmica é injetada, sob alta pressão, a uma temperatura de 890 a 920°C num molde de revestimento, conseguido pela técnica da cera perdida, desacentuando o problema de contração durante a queima. Este sistema é indicado para a confecção de próteses parciais fixas de três elementos na zona anterior, que se pode alargar até ao segundo pré-molar (Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008).

Posteriormente, surgiu no mercado, o sistema *IPS e.max*[®] *line* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) apresentado em duas formas, o *IPS e.max*[®] *CAD* e o *IPS e.max*[®] *Press*. O primeiro consiste num bloco que pode ser fresado num sistema

CAD/CAM e o segundo, num lingote, utilizado para a confecção de coroas prensadas, segundo a técnica da cera perdida (Willard & Chu, 2018).

O sistema *IPS e.max® Press* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) surge em 2005, como uma evolução do *IPS Empress® II*. Este material consiste, igualmente, numa cerâmica vítrea prensada com dissilicato de lítio, sendo a sua translucidez e as suas propriedades físicas melhoradas através de um processo de cozedura diferente, com menos defeitos do material e uma distribuição mais uniforme dos cristais (Conrad et al., 2007; Willard & Chu, 2018).

Com a evolução da medicina dentária digital e assistida por computador, surge em 2006 o sistema *IPS e.max® CAD*, também utilizado para a cerâmica de dissilicato de lítio e especialmente preparado para o uso em CAD/CAM. O material inicialmente possui uma cor azulada e é composto principalmente por metassilicato de lítio, tornando mais fácil o corte da peça. Após o processo de fresagem, o material é tratado termicamente e glazeado, resultando na restauração final com a cor escolhida inicialmente. Também é possível maquilhar a cor e a pigmentação da peça, assemelhando-a à estética de um dente natural (Li et al., 2014; Willard & Chu, 2018).

O sistema *IPS e.max® CAD* é indicado para *inlays*, *onlays*, próteses parciais fixas de três elementos anteriores e posteriores e coroas parciais ou totais. Alguns autores, incluem também as coroas monolíticas e as facetas (Mclaren & Figueira, 2015; Willard & Chu, 2018).

2.1.3. Cerâmicas infiltradas por vidro

As cerâmicas com alumina, alumina e zircónia ou alumina e magnésio, infiltradas por vidro, estão presentes neste grupo. Este tipo de cerâmicas contém uma matriz porosa formada por cerca de 85% de alumina, infiltrada pela fase vítrea de óxido de lantânio. Esta densa interpenetração entre materiais melhora a resistência à fratura da cerâmica (Gracis et al., 2015; Ho & Matinlinna, 2011).

As suas aplicações clínicas incluem infraestruturas coronárias anteriores, coroas unitárias posteriores e pontes posteriores pouco extensas (Ho & Matinlinna, 2011; Li et al., 2014). Devido à sua alta opacidade para zonas estéticas, é necessário o recobrimento da restauração com cerâmicas feldspáticas (Gracis et al., 2015).

O primeiro sistema que surgiu, em 1989, foi o *In-Ceram*[®] Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), para cerâmicas com alumina. O sistema *In-Ceram*[®] Zircónia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) foi criado posteriormente, como uma modificação do *In-Ceram*[®] Alumina, onde é adicionado óxido de zircónia (35%) parcialmente estabilizado para fortalecimento da cerâmica (Conrad et al., 2007; Gracis et al., 2015).

Mais tarde, em 1994, foi introduzido o sistema *In-Ceram*[®] *Spinell* (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), com o objetivo de melhorar a translucidez da cerâmica, constituído por uma mistura de alumina e magnésio (Conrad et al., 2007).

2.2. Cerâmicas Policristalinas

As cerâmicas policristalinas são materiais inorgânicos, não metálicos, sem qualquer fase vítrea. Neste grupo estão presentes as cerâmicas de alumina e de zircónia. Os seus cristais são sintetizados numa densa rede cristalina, que lhes confere excelentes propriedades mecânicas, mas uma translucidez limitada. A ausência de uma fase vítrea impede o seu condicionamento com ácido hidrófluorídrico (Gracis et al., 2015; Li et al., 2014).

A opacidade, inerente a este grupo de cerâmicas, restringe o seu uso a zonas anteriores, sendo, por isso, indicadas para confecção de infraestruturas de coroas e pontes posteriores. É indicado ainda, um revestimento da peça com uma cerâmica feldspática para melhoria estética (Li et al., 2014).

O primeiro sistema cerâmico policristalino que surgiu no mercado foi o *Procera AllCeram*[®] (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), em 1993, baseado na tecnologia CAD/CAM (Conrad et al., 2007; Giordano & McLaren, 2010). Este material é constituído por alumina praticamente pura (99,5%), possui elevada dureza e resistência e um módulo de elasticidade extremamente alto (Gracis et al., 2015).

Ainda assim, a zircónia possui propriedades físicas e mecânicas únicas, como boa estabilidade dimensional, alta resistência à fratura e elevada resistência mecânica, que as tornam mais eficientes que as cerâmicas de alumina (Conrad et al., 2007; Giordano & McLaren, 2010; Noda et al., 2017).

As cerâmicas de zircónia são constituídas por óxido de zircónia (95%) e óxido de ítrio (5%). A zircónia, dependendo da temperatura a que é sujeita, comporta-se como

um material polimórfico, originando três formas cristalinas diferentes: monoclinica, tetragonal e cúbica. A zircónia, parcialmente estabilizada é a mais usada em medicina dentária, corresponde a um material multifásico e forma-se quando há adição de outros componentes à zircónia como o cério, o magnésio ou o óxido de ítrio (Giordano & McLaren, 2010; Li et al., 2014).

Estão atualmente disponíveis no mercado, múltiplos sistemas de cerâmicas com zircónia, como o sistema *LAVATM* para confecção de coroas unitárias posteriores e anteriores e pontes de três a quatro elementos e o sistema *Cercon[®]* (Dentsply Ceramco, York, Pa) para coroas unitárias posteriores e anteriores e pontes de três a oito elementos. Outros sistemas disponíveis incluem o sistema *DCS Precident* (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) e o sistema *Denzir* (Decim AB, Skelleftea, Sweden) (Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008).

2.3. Cerâmicas com Matriz de Resina

As cerâmicas com matriz de resina são compostas por uma matriz de polímeros que contém maioritariamente compostos inorgânicos. Este grupo possui uma matriz orgânica resinosa preenchida por elevadas quantidades de partículas cerâmicas, sendo especialmente confeccionadas com recurso ao sistema CAD/CAM (Gracis et al., 2015).

Nos últimos anos, estes tipos de materiais têm vindo a ser desenvolvidos, de forma a combinar as propriedades físicas e mecânicas das cerâmicas, com a flexibilidade e baixa abrasividade das resinas compostas. Atualmente, os materiais disponíveis para CAD/CAM, incluem uma resina nanocerâmica, *Lava Ultimate* (3M ESPE), uma cerâmica híbrida infiltrada com polímero, *Enamic* (Vita) e uma cerâmica híbrida flexível, *Cerasmart* (GC Corporation) (Çelik, Sahin, & Dede, 2018; Gracis et al., 2015).

As cerâmicas com matriz de resina possuem alterações na distribuição da tensão, devido ao módulo de elasticidade da dentina e desfrutam de uma capacidade de corte mais segura, quando comparadas com as cerâmicas vítreas ou policristalinas (Çelik et al., 2018).

3. Cimentos em Medicina Dentária

O sucesso clínico, a longo prazo, das restaurações cerâmicas, está dependente do seu processo de cimentação, que varia consoante a composição da cerâmica selecionada (Soares et al., 2005).

Os cimentos utilizados em medicina dentária podem apresentar-se sob duas formas: um pó e um líquido, ou, mais recentemente, em duas pastas. A reação química que ocorre entre o pó e o líquido consiste numa reação ácido-base, onde o líquido corresponde, geralmente, à solução acídica (doadora de prótons) e o pó à componente básica, contendo, nomeadamente, partículas de vidro e óxidos metálicos. Estes componentes, depois de misturados, ganham uma consistência pastosa que posteriormente toma presa/ endurece, dentro de um tempo variável, dependendo do tamanho das partículas e da proporção pó/líquido. Depois de tomar presa, os cimentos adquirem uma resistência satisfatória para serem utilizados (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Em medicina dentária, os cimentos são utilizados principalmente como agentes de cimentação de coroas metálicas, cerâmicas e metalocerâmicas, para cimentação de pontes, *inlays*, *onlays* e *overlays*. Também podem ser usados para cimentação ortodôntica de *brackets* e bandas e para cimentação de postes e espigões para retenção de restaurações. O seu uso também inclui proteções pulpares, forros cavitários, isolantes pulpares e selamento canal, assim como selantes de fissuras, quando contêm flúor na sua composição e até, em algumas situações, como material restaurador (Pameijer, 2012; Ramaraju, Alla, Alluri, & Raju, 2014).

Um agente de cimentação é um material que promove a ligação entre duas superfícies, nomeadamente o material restaurador e o preparo, ou superfície, dentária. A sua viscosidade deve ser suficientemente baixa para preencher toda a interface entre a restauração e os tecidos dentários, molhando ambas as superfícies para fixar eficazmente a restauração. A escolha deste material deve basear-se nas necessidades específicas de cada situação clínica e no conhecimento abrangente das opções disponíveis no mercado (Anusavice et al., 2013; Lad, Kamath, Tarale, & Kusugal, 2014; Yu, Zheng, Chen, & Cheng, 2014)

A principal função dos cimentos dentários é o preenchimento do espaço vazio entre o material restaurador e o dente preparado, a retenção da restauração no local

pretendido, evitando o seu deslocamento durante a mastigação e a promoção das condições estéticas relativas à restauração indireta (Heintze, 2010; Lad et al., 2014; Yu et al., 2014).

É importante a obtenção de um bom preenchimento do espaço entre o dente e a restauração de forma a evitar a infiltração do biofilme, a hipersensibilidade dentária e a infiltração marginal, podendo resultar em eventuais cáries secundárias (Heintze, 2010).

Um cimento dentário deve cumprir, idealmente, requisitos específicos físico-mecânicos, biológicos e de manipulação de forma a permitir a longevidade da restauração. Relativamente às propriedades biológicas, este material deve ser biocompatível com os tecidos moles e com a polpa dentária. Fisicamente, deve possuir uma espessura adequada para o ideal assentamento da restauração, baixa solubilidade, um tempo de trabalho relativamente demorado, de forma a ser possível a remoção dos seus excessos, baixa viscosidade e ser radiopaco. Quanto às suas propriedades mecânicas, deve apresentar elevadas forças de cisalhamento e alta resistência à tração e à compressão. Relativamente ao manuseamento, deve ser fácil de misturar e de limpar (Heintze, 2010; Yu et al., 2014).

A classificação dos cimentos dentários pode ser realizada de acordo com a sua composição química e com as suas aplicações clínicas. Dependendo da sua longevidade, o cimento pode ser classificado como provisório (curto prazo) ou definitivo (longo prazo) (Lad et al., 2014; Yu et al., 2014).

Os cimentos provisórios englobam os cimentos de hidróxido de cálcio e os cimentos de óxido de zinco eugenol, formados por uma mistura de pó de óxido de zinco com eugenol (líquido). No entanto, cimentos provisórios, com ou sem eugenol, alteram a superfície dentária, podendo afetar a adesão do cimento definitivo. Ainda assim, estudos confirmam que a resistência adesiva do cimento de resina autoadesivo não é afetada, quando utilizado um cimento provisório previamente (Pameijer, 2012; Yu et al., 2014).

Dentro dos cimentos definitivos, encontram-se os cimentos de fosfato de zinco, os cimentos de policarboxilato de zinco, os cimentos de ionómero de vidro convencionais, os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina e os cimentos de resina (Yu et al., 2014).

Cada agente de cimentação possui diferentes características biológicas, mecânicas e físicas que resultam da sua distinta estrutura química. A escolha dos materiais dentários torna-se cada vez mais difícil à medida que novos materiais surgem no mercado e emergem alterações nos procedimentos clínicos. Assim, para alcançar o

sucesso, o clínico deve estar consciente das propriedades, vantagens e desvantagens de cada tipo de cimento dentário (Ramaraju et al., 2014; Yu et al., 2014).

Nos dias de hoje, a utilização dos cimentos de resina está a tornar-se cada vez mais popular na prática clínica. Não apenas pela sua estética, baixa solubilidade e altas propriedades mecânicas, mas principalmente pelo facto de estarem indicados para uma enorme variedade de situações (Yu et al., 2014).

3.1. Cimentos de Resina

Os cimentos de resina foram introduzidos na década de 1970, como alternativa aos cimentos com reação ácido-base. Estes materiais são constituídos por uma matriz orgânica resinosa, cargas inorgânicas, iniciadores e modificadores de sombra. Um dos primeiros cimentos introduzidos no mercado foi o *Biomer*, lançado pela *Dentisply*, em 1987 (Fleming & Addison, 2009; Pameijer, 2012; Yu et al., 2014).

Este tipo de cimentos é constituído essencialmente por polímeros, aos quais são adicionados elementos para reduzir o seu coeficiente de expansão térmica e a contração de polimerização, aumentando a resistência dos polímeros. A reação de presa, destes cimentos, baseia-se na polimerização, sendo compostos por dimetracrilatos formados por uma matriz resinosa de Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato) ou UDMA (dimetracrilato de uretano) e por elementos de carga inorgânica. O Bis-GMA é um éster aromático de dimetracrilato, formado a partir de uma resina de époxi e de metacrilato de metil. Esta molécula, devido à sua elevada viscosidade, geralmente é misturada com uma resina de menor viscosidade, TEGMA (trietilenoglicol dimetracrilato), reduzindo a viscosidade do cimento (Fleming & Addison, 2009; Ramaraju et al., 2014; Yu et al., 2014).

A quantidade, tipo, forma e tamanho da carga inorgânica adicionada, varia entre os fabricantes. É necessário um equilíbrio para otimizar os componentes de resina e de preenchimento, permitindo uma fácil manipulação e espessura do cimento, melhorando as suas propriedades mecânicas e resistência aos danos inerentes ao ambiente oral (Fleming & Addison, 2009).

Os cimentos de resina são usados principalmente para cimentação de restaurações, uma vez que proporcionam uma estética conveniente, baixa solubilidade relativamente aos fluidos orais, altas propriedades mecânicas e forte interação entre a estrutura

dentária e a restauração cerâmica, proporcionando um resultado clínico favorável (Dede et al., 2016; Kilinc et al., 2011; Lad et al., 2014; Yu et al., 2014).

Alguns cimentos de resina podem oferecer um potencial cariostático, pois possuem na sua composição trifluoreto de itérbio ou fluorsilicatos de alumínio e bário, capazes de libertar flúor após a sua colocação (Yu et al., 2014).

No entanto, este tipo de cimentos pode sofrer alteração química e descoloração interna da restauração, devido à incompleta polimerização, levando à formação de monómeros residuais, subprodutos do oxigénio, que podem causar irritação pulpar (Kilinc et al., 2011; Lopes et al., 2015; Pameijer, 2012; Ramaraju et al., 2014).

Neste tipo de restaurações, utilizando cimentos de resina, a preparação retentiva dentária é reduzida, devido às propriedades adesivas do cimento, preservando a estrutura dentária saudável (Tian, Tsoi, Matinlinna, & Burrow, 2014).

Os cimentos de resina estão disponíveis em sistemas de pó/líquido, em cápsulas ou em pastas para mistura e são classificados de acordo com a sua forma de ativação, em três grupos: autopolimerizáveis (quimicamente ativados), fotopolimerizáveis (ativados por luz) ou de dupla polimerização (ativados quimicamente e por luz), ou de acordo com o seu sistema adesivo em *total-etch*, *self-etch* ou *selfadhesive* (Fleming & Addison, 2009; Heintze, Rousson, & Mahn, 2015; Ramaraju et al., 2014; Tian et al., 2014; Yu et al., 2014).

Os cimentos de resina de dupla polimerização estão adaptados à polimerização, tanto por ação química (autopolimerização), como por ação da luz (fotopolimerização) e são constituídos por iniciadores químicos como o peróxido de benzoílo e foto-iniciadores como a canforoquinona (Santos, Santos, & Rizkalla, 2010).

Este tipo de materiais permite ao médico dentista controlar melhor o tempo de trabalho e a polimerização do cimento, mesmo em zonas onde não é possível o alcance da luz (Archegas, Freire, Vieira, Caldas, & Souza, 2011; Santos et al., 2010).

Os cimentos de resina autopolimerizáveis, geralmente são utilizados em situações em que o material restaurador é muito opaco e/ou muito espesso, ou coroas metálicas, em que é difícil a transmissão da luz através da restauração. Estes cimentos derivam da mistura dos seus dois componentes constituintes, a base e o catalisador. A reação de polimerização inicia-se quando ocorre esta mistura, através da ligação do iniciador químico (peróxido de benzoílo) e do ativador (amina terciária) (Fleming & Addison, 2009; Öztürk, Bolay, Hickel, & Ilie, 2013).

3.1.1. Cimentos de Resina Autoadesivos

Os cimentos de resina autoadesivos, foram introduzidos em 2002, com o objetivo de facilitar a aplicação dos cimentos de resina convencionais, tornando-se num dos grupo de cimentos mais utilizados atualmente (Yu et al., 2014).

Os cimentos autoadesivos são utilizados principalmente em coroas totalmente cerâmicas, *inlays* e *onlays*. Estes cimentos possuem monómeros acrílicos ou acrilatos e monómeros adesivos específicos, razoavelmente ácidos para produzir as suas próprias propriedades adesivas. A sua principal vantagem é o seu procedimento simplificado de cimentação, sendo que, não requerem um agente adesivo isolado (Ferracane, Stansbury, & Burke, 2010; Ramaraju et al., 2014).

Em comparação com os cimentos de resina convencionais, este tipo de cimentos proporciona uma menor sensibilidade após a sua aplicação, melhores propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade, dureza, resistência à flexão e grau de conversão. Ainda assim, estes materiais podem sofrer descoloração, devido ao seu conteúdo em aminas terciárias aromáticas, o que pode comprometer a estética da restauração a longo prazo (Archegas et al., 2011; Lad et al., 2014; Yu et al., 2014).

3.1.2. Cimentos de Resina Fotopolimerizáveis

Os cimentos de resina fotopolimerizáveis, assim como os cimentos de dupla polimerização, possuem características mais favoráveis, relativamente aos cimentos autopolimerizáveis. No entanto, a utilização destes cimentos está limitada a facetas cerâmicas e restaurações pouco espessas, que possibilitem a passagem da luz através da restauração, de forma a permitir uma total polimerização do cimento (Santos et al., 2010; Yu et al., 2014).

Na sua composição estão presentes foto-iniciadores (canforoquinonas) que, ao serem ativados pela luz azul do espectro visível, permitem a sua ligação ao ativador (amina terciária), presente no cimento resinoso. Deste modo são libertados radicais livres que dão início a todo o processo de polimerização (Fleming & Addison, 2009; Öztürk et al., 2013).

Os cimentos fotopolimerizáveis permitem um maior tempo de trabalho e uma estabilidade de cor elevada (Santos et al., 2010).

3.2. Adesão à Cerâmica

O sucesso clínico, a longo prazo, das restaurações cerâmicas está dependente da adesão entre a restauração, o cimento e a superfície dentária. O condicionamento da superfície interna da cerâmica é necessário para promover a sua ligação ao cimento resinoso. No entanto, devido à distinta microestrutura e composição química das cerâmicas atuais, podem ser necessários diferentes procedimentos de adesão de acordo com os diferentes tipos de cerâmicas existentes (Fleming & Addison, 2009; Santos et al., 2010; Tian et al., 2014).

A adesão entre o cimento e o material cerâmico resulta de dois procedimentos principais: a adesão química e a adesão micromecânica. A adesão micromecânica é promovida pelo condicionamento da superfície interna da cerâmica com ácido hidrofluorídrico e/ou jateamento com areia, enquanto a adesão química resulta da adição de um agente de ligação (silano) (Tian et al., 2014).

O silano liga-se quimicamente, através de uma das suas extremidades, ao dióxido de silício hidrolisado na superfície cerâmica, e, através do seu grupo metacrilato, na outra extremidade, liga-se ao cimento. A utilização de silanos resulta numa diminuição do ângulo de contacto e num aumento da molhabilidade de superfície da cerâmica. A camada de silano deve ter cerca de 10 a 50nm de espessura e este deve ser submetido a tratamento térmico (Peumans et al., 2000; Tian et al., 2014).

Relativamente aos métodos de adesão química, o ácido hidrofluorídrico é utilizado para dissolução da superfície vítrea da cerâmica, ao reagir com o dióxido de silício, levando a um aumento da área, energia de superfície e rugosidade da mesma. Esta micro rugosidade aumenta o grau de união micromecânica entre a superfície cerâmica e o cimento. O ácido ortofosfórico também é utilizado, geralmente para limpeza da superfície interna da cerâmica e criação de microporosidades (Fleming & Addison, 2009; Tian et al., 2014).

A lavagem da cerâmica com acetona, água destilada ou álcool a 95% submetida a ultrassons é outro dos procedimentos executados, para eliminação dos resíduos residuais presentes na superfície deste material (Peumans et al., 2000).

Por outro lado, também a espessura e o tipo de polimerização dos cimentos pode influenciar a adesão à cerâmica (Santos et al., 2010; Tian et al., 2014).

É necessário reconhecer que cerâmicas com diferentes composições químicas, microestrutura e conteúdo de fase vítrea devem ser submetidas a diferentes tipos de tratamento de superfície. Cerâmicas com alumina ou zircônia apresentam resistência ao condicionamento com ácido hidrófluorídrico, sendo a cimentação com cimento de resina pouco eficaz neste tipo de cerâmicas. Torna-se então necessário, em certas situações, o conhecimento de técnicas adesivas alternativas para alcançar uma adesão clinicamente aceitável e duradoura (Santos et al., 2010; Tian et al., 2014).

4. Propriedades Óticas

A cor dos dentes naturais constitui um fenômeno complexo e é determinada através de uma combinação das suas propriedades óticas. Diversos fatores como a dispersão da luz, condições de iluminação, translucidez, opacidade, brilho, percepção visual e processamento cerebral influenciam a percepção geral da cor dos dentes (Joiner, 2004).

Um feixe de luz, ao atingir a superfície dentária, pode desencadear diferentes fenômenos como a transmissão da luz através do dente, a reflexão da luz pela superfície, a reflexão difusa da luz pela superfície e a absorção e dispersão da mesma pelos tecidos dentários. A cor do dente resulta dos trajetos luminosos irregulares através da superfície dentária, antes de emergir na superfície de incidência e atingir o olho do clínico (Joiner, 2004).

A cor do dente resulta de uma combinação da sua coloração intrínseca e extrínseca. A coloração extrínseca, relaciona-se com a absorção de elementos externos pela superfície do esmalte (por exemplo: chá, vinho, clorhexidina, sais de ferro). A coloração intrínseca está relacionada com as propriedades de absorção e dispersão da luz nas diferentes superfícies de esmalte e dentina. A cor do dente é determinada maioritariamente pela cor da dentina, sendo o esmalte responsável pela dispersão dos comprimentos de onda na faixa do azul (Joiner, 2004).

Atualmente, um grande desafio, em medicina dentária, consiste em alcançar as propriedades óticas dos dentes naturais, com recurso a materiais sintéticos. Dentro destes materiais, as cerâmicas possuem um comportamento ótico bastante semelhante ao dos dentes naturais e tentam ao máximo reproduzir a sua aparência estética (Li et al., 2009; Soares et al., 2005).

Deste modo, devido às suas propriedades óticas favoráveis, as cerâmicas dentárias tornaram-se uma opção de tratamento fundamental, principalmente na região anterior, onde a cor e a translucidez possuem um papel crucial (Dede et al., 2016).

Algumas das propriedades óticas das cerâmicas incluem translucidez, fluorescência, biocompatibilidade, estabilidade química, resistência à compressão e coeficiente de expansão térmica semelhante ao do dente (Soares et al., 2005).

Para além destas propriedades, a espessura, o tipo de material e a combinação de camadas cerâmicas também têm influência na cor final da restauração. Diferentes espessuras de material cerâmico podem ser usadas, dependendo do tipo de restauração pretendida. Para aperfeiçoar o resultado estético das mesmas, é importante avaliar o efeito que a espessura do material possui relativamente às propriedades óticas da restauração (Dozić, Kleverlaan, Meegdes, van der Zel, & Feilzer, 2003; Subaşı, Alp, Johnston, & Yilmaz, 2018).

Geralmente, sistemas de cerâmicas mais resistentes têm maior opacidade e apresentam uma estética menos favorável, devido ao seu alto conteúdo cristalino. Por outro lado, sistemas cerâmicos mais translúcidos permitem uma maior transmissão da luz através do material, proporcionando um aspeto mais natural à restauração, como as cerâmicas de dissilicato de lítio. Contudo, a translucidez torna o processo de combinação de cores mais complexo (Dede et al., 2016).

A coloração do dente subjacente, o núcleo da restauração, o material cerâmico e o cimento utilizado podem afetar a cor final da restauração cerâmica (Dede et al., 2016). Uma das grandes vantagens das coroas totalmente cerâmicas é a sua translucidez, permitindo que a luz atravesse o material. Esta propriedade ótica promove uma melhoria estética das coroas totalmente cerâmicas quando comparadas com as coroas metalocerâmicas, que não permitem a passagem de luz, devido ao seu componente metálico (Chang, Silva, Sakai, Kristiansen, & Ishikawa-Nagai, 2009).

As facetas cerâmicas apresentam uma abordagem mais conservadora e permitem uma maior translucidez, em comparação com as restaurações totalmente cerâmicas. O seu desafio é alcançar uma estética ideal, incluindo alterações de cor e um desgaste mínimo do esmalte dentário (Peumans et al., 2000; Turgut & Bagis, 2011).

4.1. Cor

Os dentes não possuem cor própria, apenas refletem um determinado comprimento de onda do espectro de cores. A luz “visível”, luz que é visível pelo olho humano, encontra-se entre os 380 e os 780nm do espectro visível (Shammas & Alla, 2011).

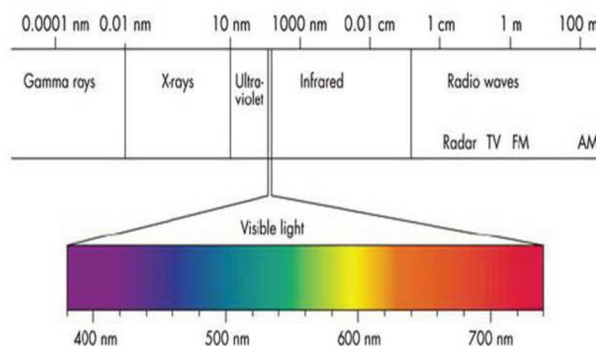


Figura 1 - Espectro Eletromagnético (Shammas & Alla, 2011).

A cor dentária é composta por inúmeras combinações de cores, variando entre indivíduos e ao longo da vida, existindo, normalmente, uma gradação de cor da região gengival, mais escura, à região incisal, mais translúcida. As superfícies radiculares expostas apresentam-se, normalmente, mais escuras devido à ausência de esmalte (Heymann et al., 2013; Hilton, Ferracane, & Broome, 2013).

A cor consiste numa resposta psicofisiológica produzida pelo olho humano, na presença de luz visível, que é transmitida e interpretada pelo cérebro. A retina contém dois tipos de terminações nervosas: os cones e os bastonetes. Os bastonetes são responsáveis pelo preto e branco e os cones permitem a visão colorida (Hilton et al., 2013).

Existem fatores que podem alterar a percepção da cor, como a fonte de luz, o objeto e o observador (Joiner, 2004). Entende-se por fonte de luz, um objeto ou corpo que emita radiação na faixa do espectro visível. Por sua vez, o objeto pode absorver, transmitir ou refletir a luz irradiada pela fonte, alterando a percepção da cor (Hilton et al., 2013).

Diferentes fontes de luz produzem distintas percepções da cor, fenómeno designado por metamerismo (Heymann et al., 2013).

Apesar da luz solar ser frequentemente utilizada para determinação da luz do dente, esta varia consoante a hora do dia, a humidade e a poluição ambiental. Ainda assim, a coloração dentária, geralmente, é avaliada através de fontes de luz fluorescentes, incandescentes e/ou luz natural (Shammas & Alla, 2011).

4.2. Propriedades Óticas Primárias

A comunicação da informação da cor, entre profissionais, é considerada um processo difícil e subjetivo. Deste modo, têm sido desenvolvidas várias escalas de cores, procurando evitar discrepâncias neste mesmo processo de comunicação. A cor habitualmente é descrita, pelas suas propriedades óticas primárias, em matiz, valor e croma (Joiner, 2004).

É recomendado que o valor seja o primeiro a ser definido, seguido pelo croma e por fim a matiz (Ahn & Lee, 2008).

4.2.1. Matiz

A matiz corresponde ao pigmento ou tonalidade de uma cor, que permite a distinção entre diferentes grupos de cores como o vermelho ou o azul (Hilton et al., 2013; Joiner, 2004). Na escala VITA Classic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), muito utilizada em medicina dentária, a matiz é descrita pelas letras A,B,C e D (Shammas & Alla, 2011).

4.2.2. Valor

O valor corresponde à luminosidade ou brilho de uma cor e permite a distinção entre cores escuras e claras (Hilton et al., 2013). Está relacionado com a claridade ou obscuridade da matiz e é definido pela quantidade de preto ou branco presente na mesma (Heymann et al., 2013; Joiner, 2004). Deste modo, valores mais altos correspondem a cores mais claras e valores mais baixos referem-se a cores mais escuras (Joiner, 2004).

4.2.3. Croma

O croma relaciona-se com o grau de saturação ou intensidade de um matiz em particular, como por exemplo, amarelo-escuro ou amarelo-claro. Este parâmetro permite distinguir entre cores vivas e cores empalidecidas. Objetos mais escuros apresentam uma maior saturação (Hilton et al., 2013; Joiner, 2004). Na escala VITA Classic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), o croma é definido pelos valores numéricos 1,2,3 e 4, sendo que, a um número mais alto, dentro da mesma matiz, corresponde um maior croma (Shammas & Alla, 2011).

4.3. Medição da Cor

A determinação da cor em medicina dentária pode ser executada utilizando tanto o método visual como o método instrumental. Os dispositivos utilizados no método instrumental de medição pretendem aumentar a precisão da combinação de cores, a sua padronização e a sua expressão numérica. No entanto, este método deve ser complementado, sempre que possível, com o método visual, conduzindo a resultados estéticos mais previsíveis (Liberato et al., 2018; Turgut & Bagis, 2011).

O método instrumental de medição de cor inclui espectrofotómetros, colorímetros e *scanners* digitais intraorais (Liberato et al., 2018). Estudos recentes demonstram que a utilização de espectrofotómetros entre o médico dentista e o laboratório dentário leva a melhorias de comunicação e de correspondência de cores (Chang et al., 2009).

Em medicina dentária, os parâmetros da cor podem ser quantificados utilizando um sistema de ordem de cores, desenvolvido pela *Commission Internationale de l'Eclairage* (CIELAB) em 1976. Este sistema permite a determinação da cor tridimensionalmente através de três coordenadas: (L^*) que representa a luminosidade, variando de 0 (preto) a 100 (branco), (a^*) que quantifica a cor vermelha (valor positivo) e verde (valor negativo) e (b^*) que quantifica a cor amarela (valor positivo) ou azul (valor negativo) (Ahn & Lee, 2008; Dede et al., 2016; Vichi, Louca, Corciolani, & Ferrari, 2011). A diferença de cor (ΔE) indica se a alteração na cor é perceptível pelo olho humano. Vários estudos indicam que valores de diferença de cor (ΔE) superiores a 3.5, entre facetas e dentes naturais, não são considerados aceitáveis esteticamente (Turgut & Bagis, 2011).

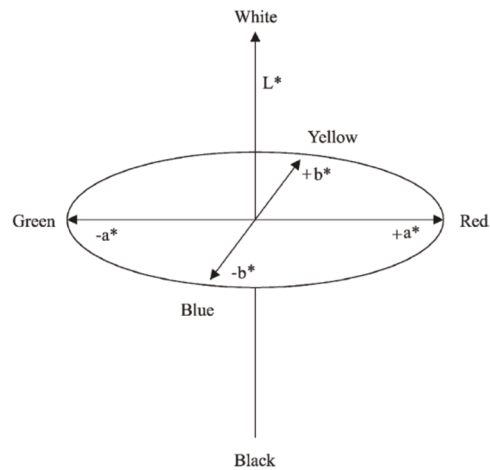


Figura 2 - Espaço de cor CIELAB (Joiner, 2004).

O espectrofotômetro consegue revelar pequenas diferenças de cor não detetáveis pelo olho humano. Este sistema mede a reflexão e a curva de transmissão do objeto observado, adquirindo a sua curva espectral, estando limitado para a medição da cor na faixa do espectro visível (Vichi et al., 2011).

Atualmente, os espectrofotômetros têm sido considerados os sistemas mais úteis, precisos e com maior aplicabilidade para restaurações estéticas, assemelhando-as aos dentes naturais (Malkondu, Tinastepe, & Kazazoglu, 2016).

4.4. Propriedades Óticas Secundárias

A obtenção de uma combinação de cores próxima à dos dentes naturais é um processo extremamente difícil. Restaurações esteticamente aceitáveis requerem a integração de vários fatores, como as diferenças de cor entre a dentina e o esmalte e entre a região cervical e incisal do mesmo dente, a dimensão da estrutura dentária, a sua textura de superfície, o brilho e a translucidez (Alghazzawi, Lemons, Liu, Essig, & Janowski, 2012; Vichi et al., 2011).

Assim, devido às complexas características óticas do dente natural, considera-se que os parâmetros matiz, valor e croma, são insuficientes para reprodução minuciosa da cor dentária. A consideração de propriedades óticas secundárias como a translucidez, opalescência e fluorescência parecem melhorar a aparência geral das restaurações (Joiner, 2004).

4.4.1. Translucidez

A translucidez pode ser definida como a propriedade de um material através do qual a maior parte da luz transmitida sofre dispersão, não sendo possível a visualização da imagem além do objeto (Shammas & Alla, 2011; Tabatabaian, 2018; Vichi et al., 2011).

Diferentes comprimentos de onda de luz originam diferentes graus de translucidez nos dentes e nos materiais restauradores (Lee, 2016). As regiões cervicais do dente têm demonstrado uma baixa translucidez, comparativamente com a restante estrutura dentária, sendo a região incisal, geralmente a mais translúcida (Joiner, 2004). Este fenómeno deve-se à espessura decrescente do esmalte da região incisal para a cervical, influenciada pela espessura da dentina subjacente (Alghazzawi et al., 2012).

Para quantificar a translucidez de uma cerâmica dentária é necessário analisar vários fatores que afetam a transmissão da luz, como a dispersão da luz no material e a espessura da restauração. Nas resinas compostas os mesmos princípios são aplicados, sendo que, a espessura das restaurações permitida é limitada devido às restritas dimensões dos dentes (Lee, 2016; Tabatabaian, 2018).

4.4.2. Opalescência

Entende-se por opalescência a capacidade que um material translúcido tem de apresentar a cor azul, pela luz que é refletida e a cor vermelha, ou laranja, pela luz que é transmitida. Este efeito de opalescência é provocado pela dispersão do espectro visível e é baseado no comportamento translúcido dos dentes naturais (Shammas & Alla, 2011; Vichi et al., 2011).

As propriedades óticas das restaurações dentárias estéticas devem apresentar uma opalescência semelhante à dos dentes naturais. O esmalte humano contém propriedades opalescentes. Possui uma coloração azulada, relativamente à luz refletida e vermelha-alaranjada, relativamente à luz transmitida. São os cristais de hidroxiapatite, os responsáveis por este fenómeno de opalescência, atuando como partículas difusoras da luz, conferindo luminosidade, profundidade e vitalidade ao dente. O esmalte dentário apresenta uma opalescência mais evidente na região do terço incisal do dente (Lee, 2016).

4.4.3. Fluorescência

A fluorescência define-se como o processo pelo qual a radiação eletromagnética de uma zona do espectro visível é absorvida e irradiada noutros comprimentos de onda, normalmente, superiores (Shammas & Alla, 2011; Vichi et al., 2011).

Este fenómeno ótico ocorre quando há absorção de luz de curto comprimento de onda, invisível ao olho humano, como a luz ultravioleta. A luz é então excitada, levando os eletrões a ocuparem órbitas de maior conteúdo energético. Quando há um retorno ao seu estado fundamental, o eletrão retorna à sua órbita normal, libertando energia sob a forma de fotões de luz num comprimento de onda maior, visível pelo olho humano (Catelan et al., 2015).

Os dentes naturais possuem fluorescência, porque emitem luz visível, quando expostos à luz ultravioleta (Shammas & Alla, 2011). Esta propriedade é responsável pelo brilho e claridade do dente durante o dia, oferecendo-lhe vitalidade (Catelan et al., 2015; Joiner, 2004).

A fluorescência é uma propriedade determinada, maioritariamente, pela dentina, através da absorção dos raios ultravioletas, emitidos pela luz solar, com comprimentos de onda curtos, que provocam a excitação dos componentes fotossensíveis presentes nos tecidos dentários. Não existe diferenças de fluorescência entre incisivos, caninos, pré-molares e molares (Catelan et al., 2015).

A fluorescência é considerada uma propriedade importante para os procedimentos restauradores, principalmente da região dos dentes anteriores. Um bom material restaurador deve apresentar propriedades como a reflexão da luz, difusão e fluorescência, semelhantes às do dente natural. Os componentes básicos dos materiais restauradores não apresentam, por si só, fluorescência, sendo esta propriedade obtida pela incorporação de elementos luminescentes no material. Nas resinas compostas európio, térbio e neodímio são adicionados para este fim (Catelan et al., 2015).

O fenómeno de fluorescência não contribui para a cor do dente, quando observada sob condições de iluminação natural. No entanto, na ausência desta propriedade, a qualidade estética da restauração não é considerada aceitável, sob condições de iluminação ultravioleta (Catelan et al., 2015).

4.5. Propriedades Óticas dos Cimentos

O resultado final estético de uma restauração cerâmica é determinado pela combinação de diversos fatores como a cor da estrutura dentária subjacente, a espessura da camada de cerâmica e a cor do cimento utilizado (Azer, Rosenstiel, Seghi, & Johnston, 2011; Rodrigues et al., 2017; Turgut & Bagis, 2013). Outros elementos podem influenciar também a sua coloração como os processos de fabrico, os procedimentos laboratoriais ou outros fatores clínicos (Tabatabaian, 2018).

Assim, a seleção do tipo e cor do cimento utilizado pelo clínico, para cimentação de qualquer coroa cerâmica, revela ser um fator crítico na obtenção de uma estética ideal. Desta forma, a estabilidade da cor do cimento subjacente à restauração torna-se crucial para o seu sucesso clínico a longo prazo (Chang et al., 2009; Kilinc et al., 2011).

Quando a luz incide numa restauração cimentada na cavidade oral, diferentes fenómenos podem ocorrer. Esta pode ser transmitida através das diferentes camadas da restauração, refletida a partir de cada uma delas, e refratada através dos seus limites/bordos, podendo levar a variações de percepção da cor da restauração pelo observador (Tabatabaian, 2018).

O fundo corresponde à camada mais profunda que a luz é capaz de atingir. Em medicina dentária, o remanescente dentário ou núcleo da restauração funciona como fundo. Os materiais de fundo devem replicar as propriedades óticas da dentina, idealmente. A cor do fundo é prevista, considerando a translucidez do material cerâmico sendo que, quanto mais translúcida é uma cerâmica, mais visível se torna o fundo (Tabatabaian, 2018).

O cimento dentário pode afetar as propriedades óticas da restauração e do seu substrato. Uma restauração cerâmica com maior translucidez requer uma escolha mais crítica do cimento. Os cimentos podem ser categorizados em transparentes (resultam num tom mais escuro) e opacos (resultam num tom mais claro). Estes últimos são geralmente utilizados em remanescentes dentários descolorados, dentes desvitalizados ou núcleos metálicos, de forma a disfarçar a alteração de cor. Nestes casos, é necessário um aumento de espessura da cerâmica (Archegas et al., 2011; Chaiyabutr, Kois, Lebeau, & Nunokawa, 2011; Tabatabaian, 2018).

Os cimentos de resina são bastante utilizados para cimentação de restaurações cerâmicas devido à sua elevada estética e boas propriedades mecânicas. Estes cimentos

estão disponíveis no mercado em diversas tonalidades, permitindo mimetizar a cor dos dentes naturais, tornando-se necessário, um controle equilibrado dos seus parâmetros de opacidade e cor (Dede et al., 2017; Pires, Novais, Araújo, & Pegoraro, 2017; Rodrigues et al., 2017; Yu et al., 2014).

A descoloração da camada do cimento resinoso, geralmente relacionada com a degradação da matriz de polímeros não fotopolimerizada e outros fatores externos, pode afetar negativamente a coloração final da restauração a longo prazo. Neste caso, uma correta e completa polimerização do cimento é necessária (Rodrigues et al., 2017; Yu et al., 2014).

II. Objetivos

Objetivo

O objetivo deste estudo consiste na avaliação *in vitro* das alterações de cor da cerâmica de dissilicato de lítio, quando cimentada com diferentes cimentos, variando a espessura da cerâmica.

III. Hipóteses

H0: As propriedades óticas das cerâmicas não são influenciadas pela cor do material de cimentação e pela espessura da cerâmica.

H1: As propriedades óticas das cerâmicas são influenciadas pela cor do material de cimentação.

H2: As propriedades óticas das cerâmicas são influenciadas pela espessura da cerâmica.

IV. Materiais e Métodos

Foram obtidos 40 discos de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio *IPS e.max Press HT A2* (IPS) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) através de *ingots* pré-fabricados e 40 discos de resina composta *Filtek™ Supreme XTE A3 Body Shade* (3M ESPE, Minnesota, USA) (Figura 3, 4, 5 e Tabela 1).

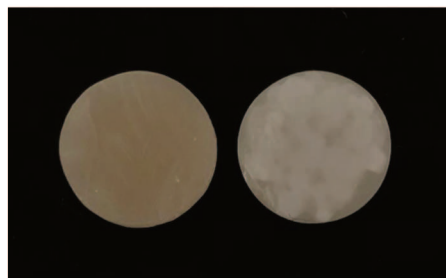


Figura 3 - Discos de resina composta e de cerâmica de dissilicato de lítio.



Figura 4 - Resina composta *Filtek™ Supreme XTE Body shade A3* (3M ESPE, Minnesota, USA).

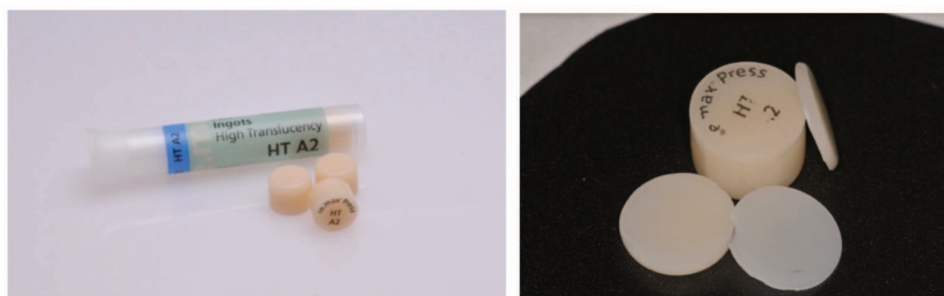


Figura 5 - Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio *IPS e.max Press HT A2* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) em *ingots* (esquerda) e em discos (direita).

Os discos de cerâmica de dissilicato de lítio foram cortados com recurso a um micrótomo (*ISOMET 1000*, Buehler®, Lake Bluff, IL, USA) a uma velocidade de 250 rpm e com refrigeração com água desionizada e peso constante. Sendo assim, foram obtidas 40 amostras de cerâmica vítrea, em forma de discos, com 12mm de diâmetro. Destas 40 amostras, 20 foram cortadas com 0,5mm de espessura e as restantes 20, com 0,8mm de espessura (Figura 6).



Figura 6 - Corte da Cerâmica.

Os 40 discos de resina composta foram obtidos através de um formador de resina (*Porcelain Sampler*, Ref. 7015, Smile Line, Suíça), com um diâmetro de 12mm e espessura de 1mm. Estas foram polimerizadas durante 20 segundos com o fotopolimerizador (*Elipar™*, 3M, Saint Paul, EUA), com intensidade de luz 1000mw/cm² segundo as indicações do fabricante.

As amostras de cerâmica e resina composta foram polidas por uma polidora (*LabolPol-4*, Stuers, Espanha) consoante a sequência de lixas de grão 400, 600, 1200 (Bulher®, Lake Bluff, IL, USA) durante 15 segundos por cada lixa a uma velocidade constante de 100 rpm (Figura 8).

Após o polimento e o corte das amostras foi utilizada uma craveira digital de precisão (*Heavyware® Tools*) para verificar a sua espessura em 3 pontos diferentes das peças.



Figura 7 - Polidora para as amostras de cerâmica e resina.

O cimento de resina fotopolimerizável *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) foi utilizado em duas das suas cores disponíveis *Neutral* e *Warm* (Figura 7 e Tabela 1).

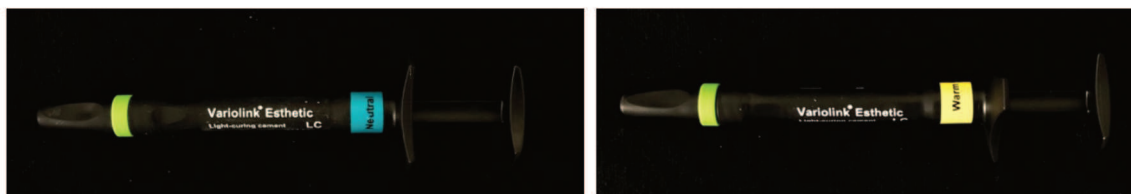


Figura 8 - *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cores *Neutral* (esquerda) e *Warm* (direita).

Tabela 1 - Composição dos materiais utilizados: cerâmica, resina composta e cimento de resina.

Material	Composição	Lote	Indicação Clínica
IPS e.max Press HT A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	>57% SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , ZrO ₂ , ZnO, Al ₂ O ₃ , MgO, La ₂ O ₃ and pigments.	LOT V21586	Facetas finas, facetas oclusais, facetas comuns, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , coroas parciais.

Resina Composta <i>Filtek™ Supreme XTE A3 Body Shade</i> (3M ESPE, Minnesota, USA)	UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA, sílica (20nm), Zircônia (4-10nm). Tamanho médio de partículas em conjunto 0.6 a 10 µm. Partículas inorgânicas representam 72,5% da carga total.	LOT N927242	Restaurações diretas anteriores e posteriores, incluindo faces oclusais, <i>build-up</i> , ferulização e restaurações indiretas (<i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>facet</i> as).
Cimento de Resina <i>Variolink® Esthetic LC</i> (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) Cores: <i>Neutral e Warm</i>	Dimetacrilato, monómeros de metacrilato. Partículas inorgânicas trifluoreto de itérbio e óxido misturado esferóide. iniciadores, estabilizadores e pigmentos. Tamanho das partícula é de 0,04 a 0,2 µm. Carga inorgânica é de aproximadamente 38%.	LOT W05218 LOT W06171	Restaurações indiretas (<i>facet</i> as, <i>onlays</i> , coroas parciais) de cerâmica vítrea. Restaurações indiretas (<i>inlays/onlays</i>) de Resina Composta.

Tabela 2 - Composição dos materiais utilizados no tratamento de superfície da cerâmica dissilicato lítio.

Material	Composição	Lote	Indicação Clínica
Silano <i>Calibra®</i> (Dentisply International, Milford, USA)	SiH4	LOT 1611011	Resina Composta, Cerâmica, <i>inlays</i> , <i>onlays</i> , <i>facet</i> as e coroas.

Ácido Hidrofluorídrico a 9,6% (PulpDent Corporation, Massachusetts, USA)	HF	LOT XMJ11V	Cerâmica, facetas, <i>inlays</i> , coroas e reparações de cerâmica.
Ácido Ortofosfórico a 37% (R&S, França)	H ₃ PO ₄	LOT 4243QE	Condicionamento ácido da dentina e do esmalte.
Adesivo <i>OptibondTM FL</i> (Kerr, Itália)	Monómeros de éster de metacrilato não tratado (50-60%), TEGMA (5-10%) e Trifluoreto de Ytterbium (12- 17%)	LOT 6185970	Técnicas de fotopolimerização direta e restaurações diretas e indiretas.

As 40 amostras de cerâmica foram emparelhadas às 40 amostras de compósito de forma aleatória, através da fórmula RAND() do programa Excel, de modo a realizar 4 grupos com 10 amostras cada um. As amostras foram posteriormente cimentadas de acordo com os grupos de estudo formados sendo que, a partir das 20 amostras de cerâmica com 0,5mm (numeradas de 1 a 20), 10 foram cimentadas com o cimento *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* e as restantes 10 com o cimento *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*. A partir das 20 amostras de cerâmica com 0,8mm (numeradas de 21 a 40), 10 foram cimentadas com o cimento *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* e as restantes 10 com o cimento *Variolink[®] Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*. Obtendo-se assim quatro grupos de estudo constituídos por 10 amostras cada um. As amostras de compósito foram numeradas de 1 a 40 (Tabela 3).

Grupos de Estudo

G1A: Cerâmica dissilicato lítio 0,5mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* + disco de resina composta (n=10)

G2A: Cerâmica dissilicato lítio 0,5mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm* + disco de resina composta (n=10)

G1B: Cerâmica dissilicato lítio 0,8mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* + disco de resina composta (n=10)

G2B: Cerâmica dissilicato lítio 0,8mm + cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm* + disco de resina composta (n=10)

Tabela 3 - Distribuição das amostras por grupos de estudo.

	Base de Cimentação /Adesão	Espessura da Cerâmica	Grupo e número das Amostras
Grupos de Estudo	Disco RC 1mm	0,5mm	G1A n=10 G2A n=10
	Disco RC 1mm	0,8mm	G1B n=10 G2B n=10
Total de Amostras n=40			

As amostras de cerâmica foram submetidas a um tratamento de superfície com ácido hidrofluorídrico a 9,6% (*PulpDent® Corporation, Massachusetts, USA*) durante 90 segundos, seguindo-se a aplicação de ácido ortofosfórico a 37% (*R&S, França*) com *microbrush*, executando movimentos circulares durante 60 segundos e lavando-se, por fim, com água destilada. De seguida procedeu-se à colocação das amostras, durante 4 minutos, em água destilada num banho de ultrassons. As amostras foram secas com álcool a 96%, aplicou-se o silano durante 20 segundos com um *microbrush* e de seguida foram colocadas num forno a 100°C. Por último, aplicou-se o adesivo *Optibond™ FL* (Kerr, Itália) sem fotopolimerizar (Lung & Matinlinna, 2012) (Figura 9 e Tabela 2).



Figura 9 - Tratamento de superfície das amostras cerâmicas com ácido hidrofluorídrico (A), ácido ortofosfórico (B), banho de ultrassons (C), silano (D) e adesivo (E).

As amostras de cerâmica e de resina composta foram emparelhadas e cimentadas com os cimentos de resina em estudo, de acordo com os grupos realizados (Tabela 3), exercendo-se uma pressão constante de 50N durante 60 segundos. De seguida, as amostras foram polimerizadas com fotopolimerizador de intensidade $1000\text{mw}/\text{cm}^2$ (*EliparTM*, 3M, Saint Paul, EUA) durante 60 segundos.

Após este procedimento, as amostras foram colocadas num ambiente seco, à temperatura ambiente e na ausência de luz, durante 24 horas.



Figura 10 - Espectrofotómetro (Spectro ShadeTM, MHT S.p.A., Itália).

A cor das amostras foi analisada através da espectrofotometria de reflexão. Os dados foram obtidos através de um espectrofotômetro (*Spectro ShadeTM*, MHT S.p.A., Itália) (Figura 10), medindo a quantidade de energia luminosa refletida por cada amostra de cerâmica, antes e depois da sua cimentação sobre um fundo cinzento (estudo da cor), preto e branco (estudo da translucidez) e sob condições padronizadas.

Pretendeu-se assim determinar a existência de diferenças na cor e na translucidez entre as amostras dos diferentes grupos em estudo.

Os valores do parâmetro de translucidez foram determinados através do cálculo da diferença de cor (ΔE) entre as leituras das amostras no fundo preto e no fundo branco.

Os dados obtidos pelo espectrofotômetro através do sistema CIELab, permitiram posteriormente o cálculo do ΔE , através da fórmula (Kilinc et al., 2011):

$$\Delta E = \sqrt{(L1 - L2)^2 + (a1 - a2)^2 + (b1 - b2)^2}$$

O cálculo do ΔE possibilitou a análise das diferenças de cor existentes entre as várias amostras do estudo bem como as diferenças na translucidez.

A análise estatística foi realizada através de uma base de dados concebida no programa *Statistics Package for the Social Sciences* (SPSS®) para MacBook, versão 20.0 (SPSS®, IBM, Ins, Chigago, IL, EUA). Realizou-se um teste *two-way* ANOVA e comparações múltiplas através do método de Bonferroni, com um intervalo de confiança a 95%.

V. Resultados

Os dados inseridos no software IBM SPSS Statistics - versão 20.0 apresentam uma distribuição normal (Shapiro-Wilk) na maior parte dos grupos estudados e não se verificaram a presença de *Outliers*, permitindo desta forma a utilização de testes paramétricos – *two-way* ANOVA. Foi utilizado um teste de Levene para verificar a igualdade de variâncias.

Os resultados obtidos a partir das medições do espectrofotômetro relativamente às amostras de compósito iniciais, cerâmica iniciais e cerâmica cimentada com o compósito estão representados nas Tabelas 4, 5 e 6.

Tabela 4 - Valores de CIELab das amostras de compósito iniciais.

Compósito	L	a	b
1	69.1	-0.7	19
2	68.8	-1.3	19
3	69.2	-0.7	20
4	69.4	-0.9	18.1
5	69.6	-0.6	18.9
6	68.9	-0.6	19.3
7	69.8	-0.7	20
8	70.1	-0.7	20.5
9	69.7	-0.5	20.4
10	68.6	-0.9	19.3
11	68.9	-0.8	17.8
12	69.7	-0.7	19.7
13	68.6	-0.6	20.5
14	68.9	-0.5	19.5
15	68.9	-0.4	19.4
16	69.2	-0.8	19.8
17	69.2	-0.6	19.2
18	69.3	-1.1	18.2
19	69.4	-0.4	19.1
20	68.9	-0.5	18.8
21	68.9	-0.6	19.6
22	72.2	-0.5	13.8
23	69	-0.2	18.6
24	69.7	-1.1	18.7
25	68.5	-0.6	20.2

26	69	-0.4	20.4
27	69.2	-0.2	19.8
28	69.2	-0.4	19
29	67.9	-0.7	19.2
30	68.9	-0.6	19.6
31	68.9	-0.7	19.9
32	69.4	-0.6	18.7
33	68.9	-0.8	18.3
34	69.8	-0.5	20.2
35	69.2	-0.7	18.8
36	70.5	-0.9	18.8
37	69.4	-0.5	20.3
38	69	-0.3	19.3
39	68.1	-0.8	17.8
40	68.7	-0.8	19.2

Tabela 5 - Valores de CIELab das amostras de cerâmica iniciais.

Cerâmica	Espessura	L	a	b
1	0,5mm	66	-3	3.1
2	0,5mm	65.6	-3.8	4.1
3	0,5mm	65	-2.9	3.9
4	0,5mm	65.2	-2.9	4.3
5	0,5mm	66	-3.1	2.8
6	0,5mm	65.6	-3.1	2.6
7	0,5mm	66.4	-3.2	3.8
8	0,5mm	66.8	-2.8	5.7
9	0,5mm	67.3	-3.1	5.6
10	0,5mm	66.1	-3.3	4.2
11	0,5mm	66.6	-2.7	5.1
12	0,5mm	66.4	-3.1	4
13	0,5mm	66.5	-3.1	4.3
14	0,5mm	65.1	-3.1	2.9
15	0,5mm	66.2	-3	3.8
16	0,5mm	66.9	-3.1	5.9
17	0,5mm	66.5	-3	4.6
18	0,5mm	66.3	-3.3	4.3
19	0,5mm	66.2	-2.6	3.7
20	0,5mm	65	-2.9	2.5
21	0,8mm	70.7	-2.2	8.7
22	0,8mm	67.3	-2.6	6.7
23	0,8mm	70.1	-2.7	9.2
24	0,8mm	69.3	-2.2	8.7

25	0,8mm	68.4	-2.4	8.5
26	0,8mm	70.2	-2.5	8.7
27	0,8mm	69.6	-2.4	8.4
28	0,8mm	68.8	-2.6	6.7
29	0,8mm	69	-3.1	6.8
30	0,8mm	68.5	-3	6
31	0,8mm	69	-2.7	6.6
32	0,8mm	69.3	-2.6	7.4
33	0,8mm	69.8	-2.4	7.5
34	0,8mm	68.3	-3.1	7.5
35	0,8mm	67.7	-3	7.6
36	0,8mm	69.8	-2.2	7.7
37	0,8mm	69	-2.6	8.2
38	0,8mm	70.4	-2.3	8.4
39	0,8mm	70.2	-2.4	7.9
40	0,8mm	69	-2.7	8

Tabela 6 - Valores de CIELab das amostras de cerâmica cimentadas com as amostras de compósito.

Cerâmica	Compósito	Espessura	Cimento	L	a	b
1	18	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69.3	-1.1	18.2
2	26	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69	-0.4	20.4
3	15	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	68.9	-0.4	19.4
4	10	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69.2	-0.7	20
5	31	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	68.9	-0.7	19.9
6	39	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	68.8	-0.7	19.4
7	7	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69.8	-0.7	20
8	3	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69.2	-0.7	20
9	27	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	69.2	-0.7	19.8
10	40	0.5	Variolink <i>Neutral</i>	68.7	-0.8	19.2
11	17	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69.2	-0.6	19.2
12	6	0.5	Variolink <i>Warm</i>	68.9	-0.6	19.3
13	33	0.5	Variolink <i>Warm</i>	68.9	-0.8	18.3
14	38	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69	-0.3	19.3
15	12	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69.7	-0.7	19.7
16	8	0.5	Variolink <i>Warm</i>	70.1	-0.7	20.5
17	32	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69.4	-0.6	18.7
18	19	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69.4	-0.4	19.1
19	29	0.5	Variolink <i>Warm</i>	69.1	-0.3	18.3
20	28	0.5	Variolink <i>Warm</i>	70	0.2	19.1
21	1	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	73.1	0.1	16.7

22	5	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	72	0.3	17.9
23	11	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	74.6	0.2	15.6
24	23	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	71.8	-0.1	17.5
25	25	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	76.1	-0.1	16.2
26	9	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	72.1	0.5	18.4
27	35	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	71.8	-0.1	17.6
28	13	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	71.4	1.1	17.5
29	14	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	71.8	-0.1	17.5
30	34	0.8	Variolink <i>Neutral</i>	72.4	0.7	16.4
31	21	0.8	Variolink <i>Warm</i>	71.3	0.9	16.9
32	20	0.8	Variolink <i>Warm</i>	71.7	0.6	17.9
33	22	0.8	Variolink <i>Warm</i>	73.4	0.7	17.5
34	30	0.8	Variolink <i>Warm</i>	72.3	1.2	17.6
35	16	0.8	Variolink <i>Warm</i>	72.3	0.6	17.2
36	37	0.8	Variolink <i>Warm</i>	72.6	0.7	16.9
37	36	0.8	Variolink <i>Warm</i>	66.7	0.8	18.9
38	2	0.8	Variolink <i>Warm</i>	71.9	0.5	17.4
39	24	0.8	Variolink <i>Warm</i>	71.9	0.9	17.9
40	4	0.8	Variolink <i>Warm</i>	71.9	1.1	17.3

Os resultados do cálculo do valor médio do ΔE e o respetivo desvio padrão estão representados nas Tabelas 7 e 8.

Relativamente aos resultados das Tabelas 7 e 8, verificou-se que não existe uma interação estatisticamente significativa entre as variáveis em estudo nos valores de ΔE , para um valor de $p=0,207$ (Tabela 7) e $p=0,974$ (Tabela 8).

Analisando os resultados apresentados na Tabela 7 e Gráfico 1, o grupo que apresenta o valor mais elevado de ΔE corresponde ao grupo G1A, com um valor médio de 16,12. Por outro lado, o valor mais baixo apresentado, 10,50, é representado pelo grupo G1B.

Aquando da análise da Tabela 7, verifica-se que tanto com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*, os resultados do valor médio de ΔE superiores correspondem à cerâmica de espessura 0,5mm. Também é possível verificar que, considerando a cerâmica de espessura 0,5mm o cimento que apresenta resultados médios superiores é o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral*. Por outro

lado, considerando a cerâmica de espessura 0,8mm o cimento que apresenta resultados médios superiores é o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*.

Ainda a partir da análise da Tabela 7, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras de cerâmica tanto na utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* ($p<0,001$) como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm* ($p<0,001$). Ainda na Tabela 7, verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois cimentos tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm ($p=0,286$) como na espessura de cerâmica de 0,8mm ($p=0,468$).

Tabela 7 - Cálculo do valor médio de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de cerâmica inicial.

Cimentos	Espessuras da Cerâmica		
	0,5 mm	0,8 mm	
Variolink <i>Neutral</i>	16,12 \pm 1,05	10,50 \pm 1,42	$p<0,001^{(a)(*)}$
Variolink <i>Warm</i>	15,59 \pm 1,12	10,86 \pm 0,67	$p<0,001^{(a)(*)}$
	$p=0,286^{(a)}$	$p=0,468^{(a)}$	

(a) *Two-way* ANOVA e comparações múltiplas (Bonferroni);

(*) Diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança de 95%.

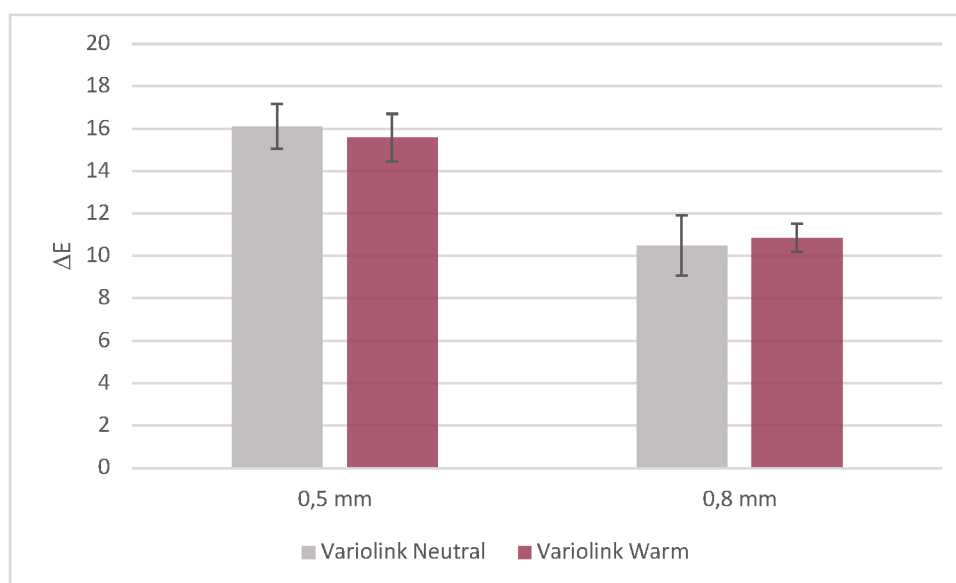


Gráfico 1 - Gráfico da média de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de cerâmica inicial.

Relativamente aos resultados apresentados na Tabela 8 e Gráfico 2, o grupo que apresenta o valor médio mais elevado de ΔE corresponde ao grupo G1B, com um valor de 4,00, sendo o valor médio mais baixo apresentado, 0,058, representado pelo grupo G2A. Aquando da análise da Tabela 8, verifica-se que tanto com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*, os resultados do valor médio de ΔE superiores correspondem à cerâmica de espessura 0,8mm. Também é possível verificar que, em ambas as espessuras de cerâmica (0,5mm e 0,8mm) o cimento que apresenta resultados médios superiores é o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral*.

Ainda, a partir da análise da Tabela 8, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras de cerâmica, tanto na utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* ($p < 0,001$) como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm* ($p < 0,001$). Por outro lado, verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois cimentos, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm ($p = 0,691$) como na espessura de cerâmica de 0,8mm ($p = 0,726$).

Tabela 8 - Cálculo do valor médio de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de resina composta.

Cimentos	Espessuras da Cerâmica		
	0,5 mm	0,8 mm	
<i>Variolink Neutral</i>	$0,11 \pm 0,19$	$4,00 \pm 1,09$	$p < 0,001^{(a)(*)}$
<i>Variolink Warm</i>	$0,058 \pm 0,12$	$3,90 \pm 0,57$	$p < 0,001^{(a)(*)}$
	$p = 0,691^{(a)}$	$p = 0,726^{(a)}$	

(a) *Two-way* ANOVA e comparações múltiplas (Bonferroni);

(*) Diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança de 95% .

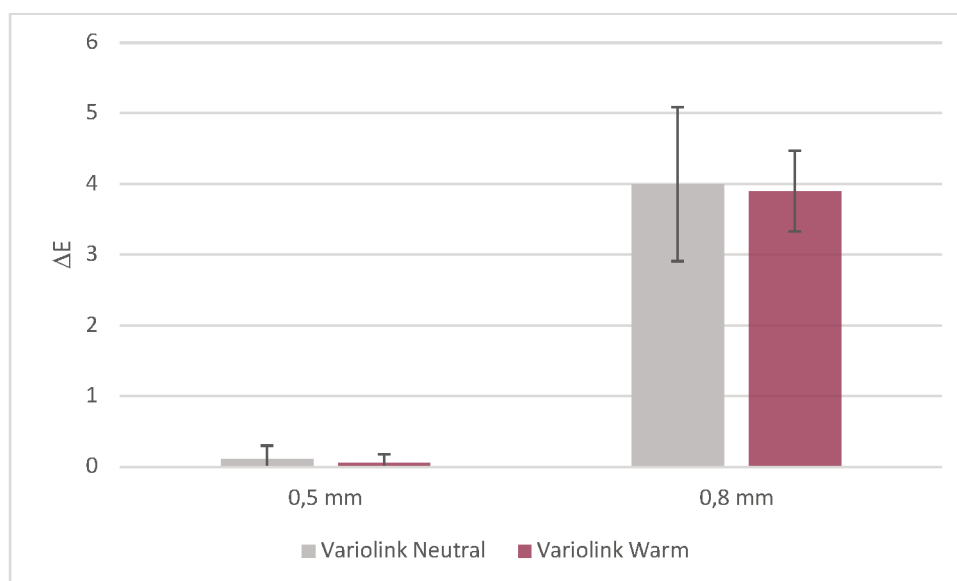


Gráfico 2 - Gráfico da média de ΔE e desvio padrão entre as amostras de cerâmica cimentada e as amostras de resina composta.

Os resultados do cálculo do valor médio do parâmetro de translucidez (TP) e o respetivo desvio padrão estão representados na Tabela 9.

Aquando da análise dos resultados da Tabela 9 verificou-se que não existe uma interação estatisticamente significativa entre as variáveis em estudo, para um valor de $p=0,075$.

Ainda segundo os resultados da Tabela 9 e Gráfico 3, o grupo que apresenta o valor médio mais elevado de TP corresponde ao grupo G1A, com um valor de 16,77. Por outro lado, o valor médio mais baixo de TP apresentado, 12,07, é representado pelo grupo G1B.

Aquando da análise da Tabela 9, verifica-se que tanto com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*, os resultados médios do ΔE mais elevados correspondem à cerâmica de espessura 0,5mm. Também é possível verificar que, para uma espessura de cerâmica de 0,5mm o valor médio mais elevado de TP é representado pelo cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral*, sendo que, para uma espessura de cerâmica de 0,8mm, o valor médio mais elevado de TP é representado pelo cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*.

Ainda, a partir da análise da Tabela 9, verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre as duas espessuras de cerâmica, tanto na utilização

do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* ($p < 0,001$) como do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm* ($p < 0,001$). Por outro lado, verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois cimentos, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm ($p = 0,093$) como na espessura de cerâmica de 0,8mm ($p = 0,393$).

Tabela 9 - Cálculo do valor médio e desvio padrão do parâmetro de translucidez (TP).

Cimentos	Espessuras da Cerâmica		
	0,5 mm	0,8 mm	
<i>Variolink Neutral</i>	$16,77 \pm 0,63$	$12,07 \pm 1,08$	$p < 0,001^{(a)(*)}$
<i>Variolink Warm</i>	$15,86 \pm 1,86$	$12,53 \pm 0,80$	$p < 0,001^{(a)(*)}$
	$p = 0,093^{(a)}$	$p = 0,393^{(a)}$	

(a) *Two-way* ANOVA e comparações múltiplas (Bonferroni);

(*) Diferença estatisticamente significativa para um intervalo de confiança de 95%.

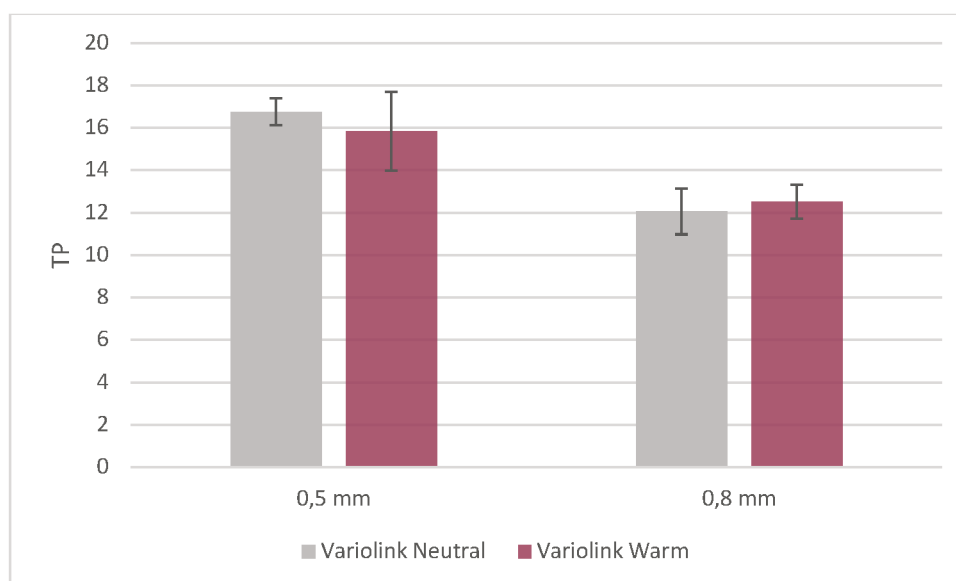


Gráfico 3 - Gráfico da média e desvio padrão do parâmetro de translucidez (TP).

VI. Discussão

Um dos principais desafios enfrentados atualmente pelo Médico Dentista passa pelo alcance de restaurações cerâmicas esteticamente aprazíveis que cumpram as necessidades funcionais. No entanto, não é apenas a escolha do material cerâmico que influencia o sucesso estético das restaurações. Outros fatores como a cor do substrato, a cor do cimento e a fonte de luz, utilizada durante a observação, também contribuem para a estética deste tipo de restaurações (Kandil, Hamdy, Aboelfald, & El-Anwar, 2019; Lee, 2016; Tabatabaian, 2018).

O presente estudo teve como objetivo analisar as alterações de cor da cerâmica de dissilicato de lítio, quando cimentada com diferentes cimentos (*Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Neutral* e *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) cor *Warm*), fazendo variar a espessura da cerâmica (0,5mm e 0,8mm).

Estudos anteriores tentaram avaliar o efeito da utilização de diferentes cores de cimento de resina em facetas cerâmicas. Alguns destes estudos concluem que diferentes cores de cimento e espessuras da cerâmica podem levar a uma alteração de cor das restaurações cerâmicas finais, nomeadamente, em facetas dentárias (Almeida, Schmitt, Kaizer, Boscato, & Moraes, 2015; Chen, Hong, Xing, & Wang, 2015; Turgut & Bagis, 2013; Xing, Chen, Ren, Zhan, & Wang, 2017). No entanto, estudos semelhantes concluem que os cimentos de resina de diferentes cores, não provocam alterações estéticas significativas na cor de alguns tipos de materiais cerâmicos, afetando a aparência final das facetas dentárias de forma impercetível (Archegas et al., 2011; Kilinc et al., 2011).

No presente estudo optou-se pela cerâmica de dissilicato de lítio, devido à sua estética aceitável e elevadas propriedades biomecânicas e óticas. Este tipo de cerâmica, para além de ser um material estético, assemelha-se bastante aos dentes naturais. O seu estudo torna-se uma mais valia clínica, quando associado aos diferentes cimentos de resina (Conrad et al., 2007; Ho & Matinlinna, 2011).

Devido à existência de poucos estudos sobre o tema e, sendo importante a obtenção de conclusões de carácter científico, foram definidas 10 amostras (n=10) por cada grupo de estudo, sendo que o número total de amostras foi 40 (Azer et al., 2011).

Neste estudo, utilizaram-se *ingots* de cerâmica de dissilicato de lítio, cortados nas respectivas amostras por um micrótomo, tendo-se obtido amostras cerâmicas nas espessuras de 0,5mm, à semelhança do estudo realizado por Turgut & Bagis (2013) e Kandil et al. (2019) e de 0,8mm como descreve Archegas et al. (2011).

As amostras foram submetidas a uma polidora, seguindo a sequência de lixas de grão 400, 600 e 1200 e a sua espessura foi verificada com recurso a uma craveira de precisão digital sendo que, espessuras e rugosidades de superfície diferentes poderiam influenciar os resultados (Dede et al., 2016; Hernandez, Arrais, Lima, Cesar, & Rodrigues, 2016; Kilinc et al., 2011).

O substrato utilizado para cimentação da cerâmica consistiu em discos de resina composta, à semelhança do estudo de Chen et al. (2015) e de Pires et al. (2017), de espessura de 1mm, também submetidos à craveira de precisão digital e à polidora.

O sucesso a longo prazo das restaurações cerâmicas é influenciado pela adesão entre o material cerâmico e a estrutura dentária. Deste modo, é necessário que o protocolo de adesão entre a restauração cerâmica e, no caso deste estudo, a resina composta, seja o mais adequado e eficaz (Roulet, Soderholm, & Longmate, 1995; Turgut, Bağış, Korkmaz, & Tamam, 2014).

As amostras de cerâmica foram submetidas a um tratamento de superfície pois, segundo Turgut et al. (2014), o tratamento de superfície do material cerâmico pode alterar a cor final da restauração com cerâmica de dissilicato de lítio, diminuindo a sua espessura.

Um protocolo de adesão eficaz deve ter em conta a composição do material cerâmico, o tratamento de superfície mais adequado e o agente de cimentação. Diversos tratamentos de superfície são utilizados, como o condicionamento com ácido hidrofluorídrico, o jateamento com óxido de alumínio e o jateamento com óxido de alumínio revestido por sílica. Vários estudos concluem que os melhores valores, relativamente à resistência adesiva, da cerâmica de dissilicato de lítio são obtidos quando esta é condicionada com ácido hidrofluorídrico (Colares et al., 2013; Neis et al., 2015).

Optou-se assim pelo tratamento de superfície das amostras cerâmicas com ácido hidrofluorídrico a 9,6% durante 90 segundos, como realizado por El-damanny & Gaintantzopoulou (2017) e Murillo-Gómez & Goes (2019). De seguida, de acordo com o estudo realizado por Giraldo et al. (2016), aplicou-se ácido ortofosfórico a 37% com o objetivo de remover os excessos de ácido hidrofluorídrico e de limpar a amostra da

corrosão provocada pelo mesmo. Segundo este autor, a aplicação de ácido ortofosfórico a 37% após a aplicação de ácido hidrofúorídrico a 9,6%, aumenta a resistência adesiva entre o cimento de resina e a cerâmica de dissilicato de lítio.

Posteriormente, as amostras de cerâmica foram lavadas com água destilada e colocadas num banho de ultrassons, também em água destilada, uma vez que existe um aumento da resistência adesiva, quando a cerâmica é submetida a um banho de ultrassons, depois do seu condicionamento com ácido hidrofúorídrico segundo Magne & Belser (2002). Após a sua secagem com álcool a 96%, as amostras foram submetidas durante 20 segundos à aplicação do silano, com um *microbrush* (Giraldo et al., 2016) e aquecidas num forno a 100°C. Vários estudos referem que a resistência adesiva das cerâmicas aumenta significativamente com a utilização de um silano após o condicionamento ácido (Abduljabbar, AlQahtani, Jeaidi, & Vohra, 2016; Carvalho, Martins, Queiroz, Leite, & Ozcan, 2011; Garboza et al., 2016; Ho & Matinlinna, 2011). Alguns autores como Lung & Matinlinna (2012) e Murillo-Gómez, Rueggeberg & Goes (2017), demonstram que o aquecimento do silano provoca melhorias no seu efeito.

As amostras cerâmicas foram cimentadas com os cimentos resinosos escolhidos, com base nos grupos formados no estudo, com uma pressão constante de 50N durante 60 segundos, garantindo uma espessura de cimento uniforme. Segundo Hernandez et al. (2016), a cimentação de diferentes espessuras de cimento leva a alterações significativas nas propriedades óticas do material cerâmico.

Optou-se pela utilização dos cimentos de resina devido à sua elevada aplicação clínica, estética e boas propriedades mecânicas (Dede et al., 2017; Pires et al., 2017; Rodrigues et al., 2017). Almeida et al. (2015) refere que este tipo de cimentos apresenta uma elevada estabilidade e previsibilidade de resultados.

Atualmente estão descritos na literatura vários métodos para avaliar as diferenças de cor entre duas amostras. Contudo, a utilização do espectrofotómetro tem sido considerado, por vários autores, o método com maior precisão e aplicabilidade clínica disponível (Chen et al., 2012; Lehmann et al., 2017). À semelhança dos estudos de Archegas et al. (2011), Turgut & Bagis (2013) e mais tarde Chen et al. (2015), os dados obtidos pelo espectrofotómetro através do sistema CIELab, e analisados através do cálculo do ΔE , permitiram verificar as diferenças de cores existentes entre as várias amostras.

Assim, através dos valores obtidos pelo sistema CIELab nas leituras das amostras de cerâmica inicial, resina composta inicial e cerâmica cimentada com resina

composta, foi possível o cálculo do ΔE de duas formas distintas, fornecendo duas informações diferentes ao estudo em questão (Tabela 7 e 8).

O cálculo do ΔE , que permitiu a realização da Tabela 7, permite avaliar a influência do cimento e do substrato (amostra de resina composta) na cor final da restauração.

O cálculo do ΔE , que permitiu a realização da Tabela 8, permite avaliar a influência do cimento e da cerâmica na cor final da restauração.

A literatura não é consensual relativamente aos valores de ΔE , segundo os quais as alterações de cor são consideradas perceptíveis pelo clínico (Chen et al., 2015). De acordo com o estudo realizado por Douglas, Steinhauer & Wee (2007), o intervalo de ΔE perceptível pelos 20 observadores em estudo variou entre 1,7 e 2,7.

No presente estudo considerou-se que a diferença de cor é perceptível clinicamente quando $\Delta E > 1,7$. Por outro lado, valores de $\Delta E < 1,7$ indicam que a alteração não é perceptível a nível clínico.

Relativamente aos resultados da Tabela 7, é possível verificar que o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* apresenta um valor médio de ΔE superior, quando comparado ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*, na espessura de cerâmica de 0,5mm. Estes dados sugerem que este cimento, simultaneamente com o substrato, provocam uma maior influência na cor final da restauração, apesar desta não ser perceptível clinicamente.

Analisando os resultados da mesma tabela e considerando a espessura de cerâmica de 0,8mm, é possível também verificar que o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* apresenta um valor médio de ΔE superior, quando comparado ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*. Estes dados sugerem que este cimento, simultaneamente com o substrato, provocam uma maior influência na cor final da restauração, apesar desta também não ser perceptível.

Ainda relativamente aos resultados da Tabela 7, é possível verificar que, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm como na de 0,8mm, não existem diferenças clinicamente perceptíveis entre a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* e do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, pelo observador, na cor final da restauração.

Estes resultados vão, em parte, ao encontro do estudo de Kilinc et al. (2011) e de Turgut & Bagis (2013) que também concluíram que a variação da cor do cimento não tem influência na cor final da restauração.

Relativamente aos resultados da Tabela 8, é possível verificar que o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* apresenta um valor médio de ΔE superior, quando comparado ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm como na de 0,8mm. Estes dados sugerem que este cimento, utilizado quer com uma espessura de cerâmica de 0,5mm como com 0,8mm, tem uma maior influência na cor final da restauração, relativamente ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*, apesar desta não ser perceptível clinicamente. Estes resultados vão, em parte, ao encontro do estudo de Kilinc et al. (2011) e de Turgut & Bagis (2013) que também concluíram que a variação da cor do cimento não tem influência na cor final da restauração.

Analisando os resultados da mesma tabela e considerando o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, é possível observar um valor médio de ΔE superior para a espessura de cerâmica de 0,8mm, quando comparada com a espessura de 0,5mm. O mesmo se verifica relativamente ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*. Estes dados sugerem que ambos os cimentos, quando utilizados com uma espessura de cerâmica de 0,8mm têm uma maior influência na cor final da restauração, sendo esta clinicamente perceptível. Estes dados não vão ao encontro com os estudos de Chen et al. (2015) e Xing et al. (2017) em que o valor médio de ΔE foi superior para a cerâmica de espessura inferior. Esta discrepância de resultados pode dever-se ao facto do ΔE ter sido calculado entre a amostra cimentada e a amostra de compósito inicial, o que não vai ao encontro dos estudos anteriormente referidos.

Analisando os resultados da Tabela 8, do estudo em questão, é possível verificar que, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm como na de 0,8mm, não existem diferenças clinicamente perceptíveis entre a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* e do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, pelo observador, na cor final da restauração. Estes resultados vão, em parte, ao encontro do estudo de Kilinc et al.

(2011) e de Turgut & Bagis (2013) que também concluíram que a variação da cor do cimento não tem influência na cor final da restauração.

Por outro lado, é possível verificar que tanto com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* como com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, existem diferenças clinicamente perceptíveis quando há uma variação da espessura da cerâmica. Estes resultados vão, em parte, ao encontro do estudo de Azer et al. (2011) e Xing et al. (2017) que também concluíram que a variação da espessura da cerâmica tem influência na cor final da restauração.

De forma a complementar esta investigação, foi também analisado o parâmetro de translucidez (TP) através do cálculo do ΔE .

Analisando os resultados da Tabela 9, do estudo em questão, é possível verificar que, considerando uma espessura de cerâmica de 0,5mm, o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* apresenta um valor médio de TP superior, quando comparado ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*. Por outro lado, considerando uma espessura de cerâmica de 0,8mm, o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* apresenta um valor médio de TP superior quando comparado ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*. Estes dados sugerem que, considerando a cerâmica menos espessa (0,5mm), a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral* tem uma maior influência na translucidez da restauração final. Por outro lado, considerando a cerâmica mais espessa (0,8mm), a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* tem maior influência na translucidez da restauração. Estas diferenças não são perceptíveis clinicamente tal como concluído no estudo de Chaiyabutr et al. (2011), Czigola et al. (2019), Dozić et al. (2003) e Vichi et al. (2000).

Analisando os resultados da mesma tabela e considerando o cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, é possível observar um valor médio de TP superior para a espessura de cerâmica de 0,5mm, quando comparada com a espessura de 0,8mm. O mesmo se verifica relativamente ao cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm*. Estes dados sugerem que, ambos os cimentos, quando utilizados com uma espessura de cerâmica de 0,5mm têm

uma maior influência na translucidez da restauração, sendo esta clinicamente perceptível tal como é demonstrado nos estudos de Chen et al. (2015), Kürklü, Azer, Yilmaz, & Johnston (2013) e Turgut & Bagis (2013).

Ainda relativamente aos resultados da Tabela 9, é possível verificar que, tanto na espessura de cerâmica de 0,5mm como na de 0,8mm, não existem diferenças clinicamente perceptíveis relativamente à translucidez, entre a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* e do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, pelo observador, na cor final da restauração. Estes resultados vão ao encontro do estudo de Azer et al. (2011), Chaiyabutr et al. (2011), Czigola et al. (2019), Dozić et al. (2003) e Vichi et al. (2000).

Por outro lado, é possível verificar que, tanto com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Warm* como com a utilização do cimento *Variolink® Esthetic LC* (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) *Neutral*, existem diferenças clinicamente perceptíveis, relativamente à translucidez, quando há uma variação da espessura da cerâmica o que sugere que existe um aumento da translucidez com a diminuição da espessura da cerâmica. Estes resultados corroboram a investigação de Chen et al. (2015), Kürklü, Azer, Yilmaz, & Johnston (2013) e Turgut & Bagis (2013).

O estudo em questão apresenta diversas limitações que podem ter influenciado os resultados finais, tal como a experiência do operador, o conhecimento técnico aprofundado acerca dos equipamentos de leitura, do material e dos métodos utilizados (Adebayo, Burrow, & Tyas, 2008).

Os resultados obtidos podem ter diferido da literatura existente sobre o tema, devido às diferenças dos materiais e metodologia entre os estudos. Estas discrepâncias de resultados podem ter sido devidas à utilização de diferentes tipos de cerâmica, substrato, tipo de cimento, espessura da cerâmica ou diferenças na realização do cálculo do ΔE .

Através da análise dos resultados deste estudo podemos rejeitar a hipótese nula, inicialmente formada, de que as propriedades óticas das cerâmicas não são influenciadas pela cor do material de cimentação e pela espessura da cerâmica e aceitar a hipótese alternativa (H2) em que as propriedades óticas das cerâmicas são influenciadas pela espessura da cerâmica.

VII. Conclusão

Através da presente investigação e dos resultados provenientes da mesma é possível concluir que a cimentação com diferentes cores de cimentos não parece alterar as propriedades óticas da restauração final. No entanto, a variação da espessura da cerâmica evidencia uma alteração significativa na cor final da restauração. Em suma:

1. A utilização de diferentes materiais de cimentação em restaurações indiretas de cerâmica de dissilicato de lítio, parecem ter pouca influência visível a nível clínico.
2. Espessuras diferentes de cerâmica de dissilicato de lítio têm influência clinicamente visível na alteração da cor da restauração final.
3. As propriedades óticas das cerâmicas não são influenciadas pela cor do material de cimentação e são influenciadas pela espessura da cerâmica.

Relevância Clínica

Nos dias de hoje, em Medicina Dentária, um dos principais objetivos, consiste em conseguir mimetizar as propriedades óticas características dos dentes naturais, através de materiais sintéticos, esteticamente aceitáveis.

Para que tal aconteça e uma vez que a estética constitui cada vez mais, a principal preocupação para os pacientes, é necessário investigar as propriedades óticas dos materiais dentários. A correta seleção destes materiais é fundamental para o sucesso clínico das restaurações estéticas.

Através desta investigação foi possível analisar a influência da utilização de diferentes cores do material de cimentação juntamente com diferentes espessuras de cerâmica, na cor da restauração final. Clinicamente é bastante relevante conseguir uma escolha adequada destes materiais de forma a melhorar a estética final da restauração.

Perspetivas Futuras

1. Avaliar o comportamento ótico dos materiais quando cimentados com diferentes cores de substrato.
2. Avaliar o comportamento ótico dos materiais quando utilizadas diferentes marcas de material de cimentação.
3. Avaliar outras propriedades óticas como a fluorescência e a opalescência.

VIII. Referências Bibliográficas

- Abduljabbar, T., AlQahtani, M. A., Jeaidi, Z. A., & Vohra, F. (2016). Influence of silane and heated silane on the bond strength of lithium disilicate ceramics - An in vitro study. *Pakistan Journal of Medical Sciences*, 32(3), 550–554. doi:10.12669/pjms.323.9851
- Adebayo, O. A., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2008). Bond strength test: Role of operator skill. *Australian Dental Journal*, 53(2), 145–150. doi:10.1111/j.1834-7819.2008.00024.x
- Ahn, J.-S., & Lee, Y.-K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 18–28. doi:10.1016/s0022-3913(08)60129-8
- Alghazzawi, T. F., Lemons, J., Liu, P.-R., Essig, M. E., & Janowski, G. M. (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yt tria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(5), 300–308. doi:10.1016/S0022-3913(12)60079-1
- Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., & Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272–277. doi:10.1016/j.prosdent.2015.01.008
- Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Philips' Science of Dental Materials*. St. Louis: Elsevier.
- Archegas, L. R. P., Freire, A., Vieira, S., Caldas, D. B. de M., & Souza, E. M. (2011). Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of Dentistry*, 39(11), 804–810. doi:10.1016/j.jdent.2011.08.013
- Azer, S. S., Rosenstiel, S. F., Seghi, R. R., & Johnston, W. M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 179–183. doi:10.1016/S0022-3913(11)60117-0
- Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental

- restorations. *Dental Materials*, 30(4), 424–432. doi:10.1016/j.dental.2014.01.003
- Carvalho, R. F., Martins, M. E. M. N., Queiroz, J. R. C., Leite, F. P. P., & Ozcan, M. (2011). Influence of silane heat treatment on bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Dental Materials Journal*, 30(3), 392–397. doi:10.4012/dmj.2010-137
- Catelan, A., Guedes, A. P. A., Suzuki, T. Y. U., Takahashi, M. K., Souza, E. M., Briso, A. L. F., & Santos, P. H. (2015). Fluorescence Intensity of Composite Layering Combined with Surface Sealant Submitted to Staining Solutions. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27, 33–40. doi:10.1111/jerd.12139
- Çelik, E., Sahin, S. C., & Dede, D. O. (2018). Shear Bond Strength of Nanohybrid Composite to the Resin Matrix Ceramics After Different Surface Treatments. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(8), 424–430. doi:10.1089/pho.2018.4467
- Chaiyabutr, Y., Kois, J. C., Lebeau, D., & Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD / CAM glass-ceramic lithium disilicate- reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2), 83–90. doi:10.1016/S0022-3913(11)60004-8
- Chang, J., Da Silva, J., Sakai, M., Kristiansen, J., & Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937–943. doi:10.1016/j.jdent.2009.07.009
- Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X., & Lu, E. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8), 649–659. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23034418>
- Chen, X., Hong, G., Xing, W., & Wang, Y. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(3), 172–177. doi:10.1016/j.jpor.2015.03.001
- Colares, R. C. R., Neri, J. R., Souza, A. M. B., Pontes, K. M. F., Mendonça, J. S., & Santiago, S. L. (2013). Effect of Surface Pretreatments on the Microtensile Bond Strength of Lithium-Disilicate Ceramic Repaired with Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*, 24(4), 349–352. doi:10.1590/0103-6440201301960
- Conrad, H. J., Seong, W., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. doi:10.1016/s0022-3913(07)60124-3
- Czigola, A., Abram, E., Kovacs, Z. I., Marton, K., Hermann, P., & Borbely, J. (2019).

- Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1–8. doi: 10.1111/jerd.12470
- D’Arcangelo, C., Zarow, M., De Angelis, F., Vadini, M., Paolantonio, M., Giannoni, M., & D’Amario, M. (2013). Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 615–624. doi:10.1007/s00784-013-1001-8
- Da Veiga, A. M. A., Cunha, A. C., Ferreira, D. M. T. P., Fidalgo, S. T. K., Chianca, T. K., Reis, K. R., & Maia, L. C. (2016). Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 54, 1–12. doi:10.1016/j.jdent.2016.08.003
- Dede, Ö., Ceylan, G., & Yilmaz, B. (2016). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(4), 539–544. doi:10.1016/j.prosdent.2016.07.014
- Dede, Ö., Sahin, O., Özdemir, O., Yilmaz, B., Celik, E., & Köroglu, A. (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 138–143. doi:10.1016/j.prosdent.2016.05.016
- Douglas, R. D., Steinhauer, T. J., & Wee, A. G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 200–208. doi:10.1016/j.prosdent.2007.02.012
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Meegdes, M., van der Zel, J., & Feilzer, A. J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 563–570. doi:10.1016/s0022-3913(03)00517-1
- El-Damanhoury, H. M., & Gaintantzopoulou, M. D. (2017). Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(1), 75–83. doi: 10.1016/j.jprior.2017.06.002
- Ferracane, J. L., Stansbury, J. W., & Burke, F. J. T. (2010). Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 38(4), 295–314. doi:10.1111/j.1365-2842.2010.02148.x
- Fleming, G. J. P., & Addison, O. (2009). Adhesive Cementation and the Strengthening of All-Ceramic Dental Restorations. *Journal of Adhesion Science and Technology*,

- 23(7–8), 945–959. doi:10.1163/156856109X440119
- Garboza, C. S., Berger, S. B., Guiraldo, R. D., Fugolin, A. P. P., Gonini-Júnior, A., Moura, S. K., & Lopes, M. B. (2016). Influence of Surface Treatments and Adhesive Systems on Lithium Disilicate Microshear Bond Strength. *Brazilian Dental Journal*, 27(4), 458–462. doi:10.1590/0103-6440201600624
- Garcia, P. P., Costa, R. G., Calgare, M., Ritter, A. V., Correr, G. M., Cunha, L. F., & Gonzaga, C. C. (2018). Digital smile design and mock-up technique for esthetic treatment planning with porcelain laminate veneers. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(4), 455–458. doi: 10.4103/JCD.JCD_172_18
- Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682–684. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197937>
- Girardo, T. C., Villada, V. R., Castillo, M. P., Gomes, O. M. M., Bittencourt, B. F., & Dominguez, J. A. (2016). Active and Passive Application of the Phosphoric Acid on the Bond Strength of Lithium Disilicate. *Brazilian Dental Journal*, 27(1), 90–94. doi:10.1590/0103-6440201600428
- Gomes, E. A., Assunção, W. G., Rocha, E. P., & Santos, P. H. (2008). Cerâmicas odontológicas: o estado atual. *Cerâmica*, 54(331), 319–325. doi:10.1590/S0366-69132008000300008
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235. doi:10.11607/ijp.4244
- Heintze, S. D. (2010). Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dental Materials*, 26(3), 193–206. doi:10.1016/j.dental.2009.10.004
- Heintze, S. D., Rousson, V., & Mahn, E. (2015). Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results – A meta-analysis. *Dental Materials*, 31(4), 423–434. doi:10.1016/j.dental.2015.01.011
- Hernandes, D. K. L., Arrais, C. A. G., Lima, E., Cesar, P. F., & Rodrigues, J. A. (2016). Influence of resin cement shade on the color and translucency of ceramic veneers. *Journal of Applied Oral Science*, 24(4), 391–396. doi:10.1590/1678-775720150550

- Heymann, H., Swift, E. J., Ritter, A. V., & Sturdevant, C. M. (2013). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. St. Louis, Mo: Elsevier.
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. C. (2013). *Summitt's fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Hanover Park: Quintessence Publishing Co. Inc.
- Hirata, R. (2017). *Shortcuts in esthetic dentistry*. Berlin: Quintessence Publishing Co. Inc.
- Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials . Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*, 3(3), 109–115. doi:10.1007/s12633-011-9078-7
- Joiner, A. (2004). Tooth colour : a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32, 3–12. doi:10.1016/j.jdent.2003.10.013
- Kandil, B. S. M., Hamdy, A. M., Aboelfald, A. K., & El-Anwar, M. I. (2019). Effect of ceramic translucency and luting cement shade on the color masking ability of laminate veneers. *Dental Research Journal*, 16(3), 193–199. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31040876>
- Kilinc, E., Antonson, S. A., Hardigan, P. C., & Kesercioglu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39, e30–e36. doi:10.1016/j.jdent.2011.01.005
- Kürklü, D., Azer, S. S., Yilmaz, B., & Johnston, W. M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1043–1050. doi: 10.1016/j.jdent.2013.08.017
- Lad, P. P., Kamath, M., Tarale, K., & Kusugal, P. B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements : A review. *Journal of Internacional Oral Health*, 6(1), 116–120. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24653615>
- Lee, Y. (2016). Opalescence of human teeth and dental esthetic restorative materials. *Dental Materials Journal*, 35(6), 845–854. doi:10.4012/dmj.2016-091
- Lehmann, K., Devigus, A., Wentaschek, S., Igiel, C., Scheller, H., & Paravina, R. (2017). Comparison of visual shade matching and electronic color measurement device. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 12(3), 396–404. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28717795>
- Li, Q., Yu, H., & Wang, Y. N. (2009). Spectrophotometric evaluation of the optical influence of core build-up composites on all-ceramic materials. *Dental Materials*,

- 25(2), 158–165. doi:10.1016/j.dental.2008.05.008
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology : State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. doi:10.1016/j.jpor.2014.07.003
- Liberato, W. F., Barreto, C., Costa, P., Almeida, C. C., Pimentel, W., & Tiossi, R. (2018). A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching : A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 271–275. doi:10.1016/j.prosdent.2018.05.004
- Lien, W., Roberts, H. W., Platt, J. A., Vandewalle, K. S., Hill, T. J., & Chu, T. G. (2015). Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass–ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 928–940. doi:10.1016/j.dental.2015.05.003
- Lopes, C. C. A., Rodrigues, R. B., Silva, A. L. F., Simamoto Júnior, P. C., Soares, C. J., & Novais, V. R. (2015). Degree of Conversion and Mechanical Properties of Resin Cements Cured Through Different All-Ceramic Systems. *Brazilian Dental Journal*, 26(5), 484–489. doi:10.1590/0103-6440201300180
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry : An overview. *Dental Materials*, 28(5), 467–477. doi:10.1016/j.dental.2012.02.009
- Magne, P., & Belser, U. (2002). *Bonded Porcelain Restorations, in the Anterior Dentition: A Biomimetic Approach*. Chicago: Quintessence Books.
- Malkondu, O., Tinastepe, N., & Kazazoglu, E. (2016). Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(6), 902–908. doi:10.1016/j.prosdent.2016.05.001
- Mclaren, E. A., & Figueira, J. (2015). Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 36(6), 400–405. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26053778>
- Murillo-Gómez, F., Rueggeberg, F. A., & Goes, M. F. (2017). Short- and Long-Term Bond Strength Between Resin Cement and Glass-Ceramic Using a Silane-Containing Universal Adhesive. *Operative Dentistry*, 42(5), 514–525. doi:10.2341/16-211-L
- Murillo-Gómez, Fabián, & Goes, M. F. (2019). Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and

- long-term storage. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4). doi:10.1016/j.prosdent.2018.12.018
- Neis, C. A., Albuquerque, N. L. G., Albuquerque, I. S., Gomes, E. A., Souza, C. B., Feitosa, V. P., ... Bacchi, A. (2015). Surface Treatments for Repair of Feldspathic , Leucite- and Lithium Disilicate-Reinforced Glass Ceramics Using Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*, 26(2), 152–155. doi:10.1590/0103-6440201302447
- Noda, Y., Nakajima, M., Takahashi, M., Mamanee, T., Hosaka, K., Takagaki, T., ... Tagami, J. (2017). The effect of five kinds of surface treatment agents on the bond strength to various ceramics with thermocycle aging. *Dental Materials Journal*, 36(6), 755–761. doi:10.4012/dmj.2016-383
- Öztürk, E., Bolay, E., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Shear bond strength of porcelain laminate veneers to enamel, dentine and enamel–dentine complex bonded with different adhesive luting systems. *Journal of Dentistry*, 41(2), 97–105. doi:10.1016/j.jdent.2012.04.005
- Pameijer, C. H. (2012). A Review of Luting Agents. *International Journal of Dentistry*, 1–7. doi:10.1155/2012/752861
- Peumans, M., Meerbeek, B. Van, Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 28(3), 163–177. doi:10.1016/s0300-5712(99)00066-4
- Pires, L. A., Novais, P. M. R., Araújo, V. D., & Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic , substrate , and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144–149. doi:10.1016/j.prosdent.2016.04.003
- Ramaraju, S., Alla, R. K., Alluri, V. R., & Raju. (2014). A Review of Conventional and Contemporary Luting Agents Used in Dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35. doi:10.12691/ajmse-2-3-1
- Rodrigues, R. B., Lima, E., Roscoe, M. G., Soares, C. J., Cesar, P. F., & Novais, V. R. (2017). Influence of Resin Cements on Color Stability of Different Ceramic Systems. *Brazilian Dental Journal*, 28(2), 191–195. doi:10.1590/0103-644020170
- Roulet, J. F., Soderholm, K. J. M., & Longmate, J. (1995). Effects of Treatment and Storage Conditions on Ceramic / Composite Bond Strength. *Journal of Dental Research*, 74(1), 381–387. doi:10.1177/00220345950740011501
- Santos, G. C., Santos, M. J., & Rizkalla, A. (2010). Cementation basics for etchable

- ceramic restorations. *Dental Abstracts*, 55(1), 20–23. doi:10.1016/j.denabs.2009.08.046
- Shammas, M., & Alla, R. K. (2011). Color and Shade Matching in Dentistry. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 25(4), 172–175. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/233832453_Color_and_Shade_Matching_in_Dentistry
- Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(4), 224–235. doi:10.1111/j.1708-8240.2005.tb00119.x
- Spreafico, R. C., Krejci, I., & Dietschi, D. (2005). Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *Journal of Dentistry*, 33(6), 499–507. doi:10.1016/j.jdent.2004.11.009
- Subaşı, M. G., Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38–42. doi:10.1016/j.jdent.2018.01.010
- Tabatabaian, F. (2018). Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations : A Review. *Journal of Prosthodontics*, 1–12. doi:10.1111/jopr.12906
- Tian, T., Tsoi, J. K., Matinlinna, J. P., & Burrow, M. F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, 30(7), e147–e162. doi:10.1016/j.dental.2014.01.017
- Turgut, S., & Bagis, B. (2011). Color stability of laminate veneers : An in vitro study. *Journal of Dentistry*, 39, e57–e64. doi:10.1016/j.jdent.2011.11.006
- Turgut, S., & Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers : An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179–186. doi:10.1016/S0022-3913(13)60039-6
- Turgut, S., Bağış, B., Korkmaz, F. M., & Tamam, E. (2014). Do surface treatments affect the optical properties of ceramic veneers? *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 618–624. doi:10.1016/j.prosdent.2014.04.001
- Vichi, A., Ferrari, M., & Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412–417. doi:10.1016/s0022-3913(00)70035-7
- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations : A review. *Dental Materials*, 27(1), 97–108.

doi:10.1016/j.dental.2010.10.018

Willard, A., & Chu, T.-M. G. (2018). ScienceDirect The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238–242.

doi:10.1016/j.kjms.2018.01.012

Xing, W., Chen, X., Ren, D., Zhan, K., & Wang, Y. (2017). The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology*, 105(4), 460–466. doi:10.1007/s10266-016-0287-9

Yu, H., Zheng, M., Chen, R., & Cheng, H. (2014). Proper Selection of Contemporary Dental Cements. *Oral Health and Dental Management*, 13(1), 54–59. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24603917>